

BESTIMMUNG ELASTOMECHANISCHER EIGENSCHAFTEN
MENSCHLICHER WIRBELKÖRPER
MIT HILFE DER
HOLOGRAFISCHEN INTERFEROMETRIE

von

Klaus Piwernetz

1980

Meinen Eltern
in Dankbarkeit
gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

BESTIMMUNG ELASTOMECHANISCHER EIGENSCHAFTEN
MENSCHLICHER WIRBELKÖRPER
MIT HILFE DER
HOLOGRAFISCHEN INTERFEROMETRIE

DISSERTATION

der Fakultät für Physik
der Ludwig-Maximilians-Universität
München

vorgelegt von

KLAUS PIWERNETZ
aus Goldkronach

Dezember 1979



Berichterstatter: 1. Prof. Dr. R.Röhler
2. Prof. Dr. P.Wellmann

Tag der mündlichen Prüfung: 25.Juli 1980

INHALTSVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG

1.1	Literaturübersicht	1
1.2	Problemstellung	6
1.3	Holographische Interferometrie	9
1.3.1	Grundlagen	9
1.3.2	Auswertung der Interferogramme	12
1.3.3	Vorteile der holographischen Interferometrie	14
1.4	Kompensation von Ganzkörperbewegungen	16

2 EXPERIMENTELLER AUFBAU

2.1	Mechanischer Aufbau	22
2.2	Optischer Aufbau	26
2.2.1	Doppelbelichtungsinterferometrie	26
2.2.2	Holo - Moiré - Technik	28
2.2.3	Speckle - Fotografie	30

3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

3.1	Behandlung der Proben	32
3.2	Meßablauf	34
3.3	Auswertung der Interferogramme	
3.3.1	Kompression: Deformation senkrecht zur Beobachtungsrichtung	36
3.3.2	Scherung und Torsion: Deformation in Beobachtungsrichtung	40
3.4	Fehlerbetrachtung	
3.4.1	Genauigkeit der Deformationen und Drehwinkel	43
3.4.2	Genauigkeit der Steifigkeiten	44

4 ERGEBNISSE

4.1	Der intakte Wirbelkörper und seine Mantelfläche	47
4.1.1	Axiale Deformationen	48
4.1.2	Radiale Deformationen	52

4.1.3	Bestimmung des Vorzeichens der radialen Deformationen	56
4.1.4	Laterale Deformationen	59
4.2	Elastische Eigenschaften der Wirbelkörper- spongiosa	61
4.2.1	Kompressionssteifigkeiten	61
4.2.2	Schersteifigkeiten	64
4.2.3	Torsionssteifigkeiten	65
4.2.4	Bruchfestigkeit in axialer Richtung	67
5	DISKUSSION	
5.1	Eigenschaften der Spongiosa	68
5.2	Eigenschaften des intakten Wirbelkörpers	73
6	ANHANG	
6.1	Anatomischer Aufbau eines Wirbelkörpers	78
6.2	Ortsfrequenzanalyse der Wirbelspongiosa	80
7	ZUSAMMENFASSUNG	82
8	LITERATURVERZEICHNIS	84

1 EINLEITUNG

Seit den ersten Arbeiten von WOLFF (1870) und CULMAN (1875) über den funktionellen Aufbau spongiöser Knochen hat es nicht an Bemühungen gefehlt, die elastomechanischen Eigenschaften dieser Knochen zu bestimmen und zu verstehen. Ausgangspunkt war die Idee, daß zwischen der Funktion der Knochen und ihrer Architektur ein kausaler Zusammenhang besteht; das ist grob der Inhalt des "Gesetzes von der kausalen Histiogenese der Knochen".

Elastomechanisch stellen spongiöse Knochen[†] insofern einen interessanten Sonderfall dar, als sie keine soliden Körper sind, in ihrer Inhomogenität aber zu komplex, um sie als Fachwerk eindeutig analytisch beschreiben zu können. Andererseits sind die charakteristischen geometrischen Größen der Spongiosa im Vergleich zu den äußeren Abmessungen so klein, daß man den Körper näherungsweise als homogen idealisieren kann.

Abhängig von der jeweiligen Fragestellung wurde das Fachwerk zu einem Modell vereinfacht und dessen Parameter bestimmt oder in der homogenen Näherung phänomenologisch auf der Grundlage des Hooke'schen Gesetzes beschrieben. Daraus ist zu verstehen, daß die Beiträge in der Literatur relativ heterogen sind, aber auch, daß grundverschiedene Ansätze brauchbare Beschreibungen liefern können.

1.1 LITERATURÜBERSICHT

Unter physikalischen Gesichtspunkten lassen sich die Methoden, die zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften eingesetzt wurden, grob in drei Gruppen einteilen, und zwar in Methoden, die

1. den Spannungszustand sichtbar machen,
2. die Bruchfestigkeit untersuchen und
3. das Verformungsverhalten in Abhängigkeit von der Last erfassen.

[†] Eine Beschreibung der anatomischen Begriffe findet sich im Anhang.

ad 1

Anhand von transparenten, spannungsdoppelbrechenden, ebenen Modellen werden Hauptspannungsdifferenzen und -richtungen bildlich dargestellt (PAUWELS (1965), SCHLÜTER (1965), KUMMER (1966)). Die Übertragbarkeit der Ergebnisse hängt wesentlich von der morphologischen und mechanischen Ähnlichkeit ab. Beide Forderungen sind beim Wirbelkörper praktisch nicht zu erfüllen; die Trabekelstruktur im Inneren kann ebenso wenig nachgebildet wie die Anisotropie im Modell berücksichtigt werden.

Zweifelsohne hat die Methode dabei ihren Wert, Körper, deren Verhalten analytisch nicht oder nur ungenau zu beschreiben ist, ohne allzu großen Aufwand orientierend zu untersuchen. Dies ist der Fall bei einem Wirbelkörper, der axial komprimiert wird und an den Krafteinleitungsflächen in seiner Querdehnung behindert ist.

SCHLÜTER (1965) und KUMMER (1966) konnten an einem homogenen, isotropen, ebenen Rechteckquader (ebener Spannungszustand!), der an zwei gegenüberliegenden Seiten in seiner Querdehnung behindert ist und an diesen Seiten komprimiert wird, zeigen, daß die Spannungstrajektorien mit den Trabekelorientierungen näherungsweise zusammenfallen. Damit kann freilich noch nicht entschieden werden, ob diese Übereinstimmung zufällig oder kausal ist.

ad 2

Nach EVANS (1973) erhielten verschiedene Autoren sehr unterschiedliche Werte für die Bruchfestigkeit von Wirbelkörpern: die Skala reicht von $1,4 \text{ N/mm}^2$ (YOKOO (1952)) bis zu $12,5 \text{ N/mm}^2$ (SONODA (1962)); ausführliche Literatursammlungen finden sich bei EVANS (1957, 1973).

Für die Bruchfestigkeit von Spongiosa selbst geben GALANTE et al. (1970) einen Mittelwert von 206 N/mm^2 bei einer Probenhöhe von 10 mm an.

Nach KAZARIAN and GRAVES (1977) hängt die Bruchfestigkeit frischer Wirbelkörper wesentlich von der Verformungsgeschwindigkeit dc/dt ab. Ein Anstieg fand sich bei ihnen bereits bei einer Verformungsrate dc/dt von $0,35 \text{ sec}^{-1}$. CARTER et al. (1977) ermittelten bei Spongiosaquadern ein ähnliches Verhalten, fanden aber eine Erhöhung der Bruchfestigkeit erst ab einer Verformungsrate von 10 sec^{-1} . Die absolute Bruchfestigkeit ist bei einer Rate von $0,35 \text{ sec}^{-1}$ nur noch 80% des quasistatischen Wertes und nur noch etwa 60% bei einer Rate von 35 sec^{-1} . Dieses Verhalten wird damit begründet, daß bei dynamischen Belastungen die viskoelastische Komponente erst bei sehr hohen Verformungsgeschwindigkeiten an Einfluß gewinnt. Das gleiche wird sich unten auch für die axialen Elastizitätsmoduln zeigen.

.. Spongiosaproben aus dem Innern der Wirbelkörper zeigen eine unterschiedliche Bruchfestigkeit für Proben aus der Mitte und vom Rand (GOECKE (1928)), nicht aber für Proben, die aus korrespondierenden Stellen der rechten und der linken Hälfte entnommen wurden (PLAUE und RÖSLER (1972)).

BELL et al. (1967) haben erstmals versucht, das Bruchverhalten quantitativ an einem Modell zu beschreiben und zwar mittels der Eulerschen Formeln für schlanke Säulen, die seitlich abgestützt werden. Daß es sich bei dem Bruchmechanismus um Knickbrüche schlanker Stäbe und nicht um Scherbrüche dicker Säulen handelt, konnte PLAUE (1974) explizit nachweisen. TOWNSEND et al. (1975) wandten das gleiche Konzept auf spongiösen Knochen aus der menschlichen Kniescheibe an.

In diesen Arbeiten kommt der eingangs erwähnte Dualismus zwischen der diskreten Architektur und der Näherung als homogenem Körper zum Ausdruck.

ad 3

Anhand von Last-Deformations- (bzw. Kraft-Weg-) Diagrammen wurden frische und mazerierte Wirbelkörper untersucht. Unter statischen Belastungen verhalten sich frische und mazerierte

Wirbelkörper nahezu gleich (YAMADA (1970)). Wie bei den Untersuchungen über die Bruchfestigkeit wirkt sich die viskoelastische Komponente bei frischen Wirbelkörpern erst bei schnellen Laständerungen deutlich aus (KAZARIAN and GRAVES (1977), CARTER (1977)). Nach SWANSON et al. (1971) spielt die visköse Komponente bis zu Laständerungsfrequenzen von 2 Hz keine Rolle und bei kleinen Amplituden auch nicht bis zu 3 kHz (PUGH et al. (1973)). Spongiosa verhält sich also rein elastisch solange sie statisch oder mit kleinen Amplituden deformiert wird.

Die Werte für die axialen Elastizitätsmoduln schwanken nach EVANS (1973) zwischen 69 N/mm^2 (YOKOO (1952)) und 1470 N/mm^2 (MCELHANEY (1970)). Ein grundsätzlicher Unterschied zwischen den Elastizitätsmoduln intakter Wirbelkörper und Proben aus dem Inneren wurde allein von YOKOO (1952) gefunden.

Die Poisson-Zahl wurde bisher nur einmal mittels elektrischer Wegaufnehmer gemessen und mit 0,14 angegeben (MCELHANEY et al.).

ROCKOFF et al. (1969) berichten, daß der Mantel zur Festigkeit des gesamten Wirbelkörpers etwa 50% beiträgt. Demgegenüber fanden MCELHANEY et al., daß der Mantel die elastischen Eigenschaften nicht wesentlich verändert; sowohl der intakte Wirbelkörper als auch Proben aus seinem Inneren haben vergleichbare Festigkeiten und axiale Elastizitätsmoduln.

WESENDAHL et al. (1976) machten erstmals bei dynamischen und PIWERNETZ (1976) bei statischen Belastungen radiale Deformationen des Wirbelkörpermantels mit Hilfe der holographischen Interferometrie sichtbar; WESENDAHL und VON BALLY (1978) fanden für diese Verformungskomponente bis zu Verformungsraten bis zu $0,6 \text{ sec}^{-1}$ zwischen beiden Belastungsarten keinen deutlichen Unterschied.

HAKIM and KING (1977) versuchten den Deformationszustand der Mantelfläche mit bis zu 15 Dehnungsmeßstreifen zu erfassen. Sie kamen zu dem Ergebnis, daß "obwohl Tendenzen erkenn-

bar sind, allgemeine Muster für die Spannungsverteilung nicht-angegeben werden können".

Nachdem bisher Methoden zur Untersuchung elastischer Eigenschaften zusammengefaßt wurden, sollen im folgenden die Ergebnisse über die Anisotropie der Spongiosa von Wirbelkörpern referiert werden.

Die Spongiosa im Innern des Wirbelkörpers ist grob schematisch aus senkrechten Trabekeln aufgebaut, die untereinander durch seitliche Streben abgestützt sind. Im horizontalen Schnitt zeigen die Säulen eine gleichmäßige Verteilung, während im frontalen und sagittalen Schnitt horizontale und vertikale Strukturen deutlich werden; im Anhang wurde dies durch eine Ortsfrequenzanalyse objektiviert. Diese Verteilung und die unterschiedliche Dicke der vertikalen und horizontalen Bälkchen (GARRELT (1954), DERLATH (1958)) lassen eine mechanische Anisotropie plausibel erscheinen. Für die Kniescheibe, die ebenfalls aus Spongiosa aufgebaut ist, wurde sie bereits experimentell nachgewiesen (TOWNSEND et al. (1975)).

Spongiosaproben des Wirbelkörpers wurden bisher nur auf die Abhängigkeit der Bruchfestigkeit von der Belastungsrichtung untersucht.

Für die ausgezeichneten Richtungen vertikal, sagittal und lateral zeigt sich ein deutlicher Unterschied (GALANTE et al. (1970)). In Richtung der vertikalen Achse beträgt die Festigkeit ca. 206 N/mm^2 im Gegensatz zu 83 bzw. 73 N/mm^2 in den beiden anderen Richtung,* die sich aber nicht signifikant unterscheiden. Vergleichsmessungen zwischen Proben aus der rechten und der linken Hälfte eines Wirbelkörpers, wobei ein Quader gegen die Vertikale geneigt ausgesägt wurde, weisen eine Abnahme der Bruchfestigkeit bei 20° auf 63% und bei 30° auf bereits 46% des Vergleichsquaders aus der anderen Hälfte auf; bei 10° war noch keine Änderung festzustellen (PLAUE et al. (1972)). MCELHANEY et al. (1970) finden dagegen für das elastische Verhalten keine Anisotropie.

Weitere Messungen konnten in Übereinstimmung mit EVANS (1973) nicht gefunden werden, insbesondere keine Messungen der elastischen Konstanten in verschiedenen Richtungen.

Hinweise auf eine Anisotropie der Schubmoduln spongiöser Knochen ergeben sich allenfalls aus Festigkeitsmessungen an Spongiosaanteilen des Schienbeins (RAUBER (1876)). Die Scherfestigkeit entlang der Achse ist weniger als halb so groß wie senkrecht dazu. SONODA (1962) bestimmte die Scher- und Torsionsfestigkeit an intakten Wirbelkörpern; seine Ergebnisse sind aber wegen der komplexen Gesamtstruktur eines Wirbelkörpers nur schwerlich auf die Spongiosa selbst zu übertragen.

1.2 PROBLEMSTELLUNG

Die Durchsicht der Literatur zeigt, daß eine vollständige Beschreibung des elastischen Verhaltens der Wirbelkörper-spongiosa noch nicht vorliegt. Bisher wurden zwei Richtungen verfolgt.

Zum einen wurde der strukturelle Aufbau in den Vordergrund gerückt und zu einem Modell idealisiert. CULMAN (1875) beschrieb zuerst, daß die Trabekel senkrecht auf die Knochenoberfläche auftreffen und sich untereinander rechtwinklig kreuzen. GARRELT (1954) und DERLATH (1958) beschreiben die Spongiosa als senkrechte Säulen, die untereinander verstrebt sind. Zur Berechnung der Bruchfestigkeit interpretierten BELL et al. (1967) diesen Aufbau im Sinne von auf Knickung beanspruchten Säulen, deren Verhalten durch die Eulerschen Formeln beschrieben werden kann. MCELHANEY et al. (1970) postulierten ein Modell aus identischen kleinen Blöcken und Fehlstellen (porous block model). Dieses Modell ist weniger auf Annahmen gestützt als das erste, jedoch entgeht ihm die elastische Anisotropie. In einem weiteren Schritt lösen sich HAKIM und KING (1978) von einer spezifischen Struktur und versuchen das elastische Verhalten durch die Methode der Finiten Elemente analytisch zu beschreiben. Es gelingt ihnen

bei statischen Belastungen ihre Modellrechnungen bis zu einer Kompressionskraft von ca. 1 000 N an die experimentellen Verformungskurven anzupassen (HAKIM and KING (1979)).

Der zweite Ansatz macht keinerlei Annahmen über den speziellen Aufbau, sondern geht von der Beobachtung aus, daß sich Spongiosa bis kurz vor Erreichen der Bruchgrenze linear deformiert, und beschreibt das Deformationsverhalten unter äußeren Lasten rein phänomenologisch durch das Hookesche Gesetz.

Streng gilt das Hookesche Gesetz nur für Körper, die homogen im Sinne eines Kontinuums sind. Damit können auf jeden Punkt im Inneren des Körpers Kräfte aus jeder beliebigen Richtung einwirken. Dies ist bei einem grobmaschigen Gitterwerk nicht der Fall; bei solchen Strukturen liefert das Hookesche Gesetz im allgemeinen keine sinnvollen Aussagen. Sind jedoch die inneren "Gitterkonstanten" - die Abstände der vertikalen Trabekel bzw. der horizontalen Verstreibungen voneinander - klein gegen die äußeren Abmessungen, so kann das Hookesche Gesetz bei linearem Zusammenhang zwischen Verformung und äußeren Lasten zur Beschreibung der Ergebnisse angewendet werden.

Unter dieser Näherung ist es jedoch nicht erlaubt, von Verformungen des ganzen Körpers auf Spannungszustände im Inneren zu schließen, wie dies bei tatsächlich homogenen Körpern möglich ist. Je besser obige Näherung erfüllt ist, in desto weiteren Grenzen ist dieser Schluß zulässig; bei kristallinen Festkörpern zum Beispiel scheitert diese Näherung erst dann, wenn Spannungen innerhalb atomarer Abmessungen abgeleitet werden sollen. Bei spongiösen Knochen kann mit Sicherheit nicht aus äußeren Deformationen des gesamten untersuchten Körpers auf innere Spannungszustände geschlossen werden. Jedoch ist die Näherung so gut, daß für die Beschreibung des linearen Zusammenhangs zwischen äußeren Lasten und äußeren Verformungen das Hookesche Gesetz als formaler Rahmen herangezogen werden kann. Für die Interpretation der Ergebnisse muß aber unbedingt vom diskreten d.h. vom inhomogenen Aufbau der Spongiosa als Gitterwerk ausgegangen werden.

Um diese Trennung zwischen Beschreibung und Interpretation sprachlich zu verdeutlichen, wird die in der Elastizitätstheorie gebräuchliche Materialkonstante "Elastizitätsmodul" in dieser Arbeit mit der aus dem englischen Schrifttum übertragenen Bezeichnung "Steifigkeit" belegt. Der Begriff Steifigkeit beschreibt anschaulich die physikalische Bedeutung der Konstanten. In der Schreibweise von LEKHNITSKII (1963) bezeichnet er die Konstanten A_{ij} im verallgemeinerten Hooke'schen Gesetz:

$$\begin{aligned}\sigma_x &= A_{11}\epsilon_x + A_{12}\epsilon_y + A_{13}\epsilon_z + A_{14}\gamma_{yz} + A_{15}\gamma_{xz} + A_{16}\gamma_{xy} \\ \sigma_y &= A_{21}\epsilon_x + A_{22}\epsilon_y + \dots + A_{26}\gamma_{xy} \\ &\dots \\ \tau_{xy} &= A_{61}\epsilon_x + A_{62}\epsilon_y + \dots + A_{66}\gamma_{xy}\end{aligned}$$

Darin bedeuten: σ_i und τ_{ij} die Normal- bzw. die Schubspannungen, $\epsilon_i = \partial u_i / \partial x_i$ die relativen Verkürzungen und $\gamma_{ij} = \partial u_i / \partial x_j + \partial u_j / \partial x_i$ die relativen Scherungen oder Schiebungen (u_i sind die Komponenten des Verformungsvektors entlang der Achsen eines kartesischen Koordinatensystems x_i , $i = x, y, z$).

1.3 HOLOGRAPHISCHE INTERFEROMETRIE

In dieser Arbeit werden die notwendig kleinen Deformationen mit Hilfe der holographischen Interferometrie bildlich dargestellt und vermessen.

Nachdem HAINES und HILDEBRAND (1966) die Grundlagen der holographischen Interferometrie entwickelt hatten, wurde die Methode 1972 von HANSER bei Deformationsmessungen an Endoprothesen in den Bereich orthopädischer Probleme eingeführt. Auf dem Symposium 1976 des SFB 88 in Münster berichteten bereits mehrere Autoren über Anwendungen in der Orthopädie (HANSER, HÄUSLER, HARDINGE, PIWERNETZ, VUKICEVIC, WESENDAHL). Im Vordergrund standen jeweils die Argumente, daß kleine Deformationen am Objekt selbst und deren Verteilung auf der gesamten Objektoberfläche untersucht werden können.

Im folgenden werden die Grundlagen des Doppelbelichtungsverfahrens kurz dargelegt; die Vorteile werden besonders im Hinblick auf den Gegenstand dieser Arbeit erläutert. Die Ausführungen folgen im wesentlichen COLLIER et al. (1977).

1.3.1 GRUNDLAGEN

Das Licht eines He-Ne-Lasers ($\lambda = 633 \text{ nm}$) wird mit einem Strahlteiler in einen Beleuchtungs- und in einen Referenzstrahl geteilt (O_1 bzw. R, vgl. Abb.1). Über eine telezentrische Aufweitungsoptik wird das zu untersuchende Objekt beleuchtet. Die gestreute Objektwelle O_1 fällt zusammen mit dem aufgeweiteten Referenzstrahl R auf eine fotografische Platte mit hohem Auflösungsvermögen (AGFA Holotest, früher Scientia 10 E 75, Auflösungsvermögen ca. 2 000 Linien/mm). Dort wird das Interferenzmuster in der Form $|O_1 + R|^2$ gespeichert. Danach wird das Objekt mechanisch oder thermisch belastet. Dadurch ändert sich die Lage der Punkte der Oberfläche im Raum, was zu einer neuen gestreuten Objektwelle O_2 führt, die wiederum mit dem allerdings unveränderten Referenz-

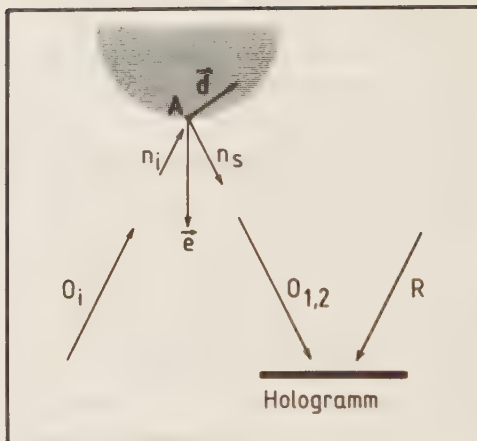


Abb.1 Holographische Interferometrie

Die Beleuchtungswelle O_1 aus der Richtung n_i wird vom Objektpunkt A in Richtung von n_s gestreut und belichtet als O_1 zusammen mit der Referenzwelle R das Hologramm. Danach wird das Objekt verformt und damit der Punkt A um den Deformationsvektor d verschoben. Vom verschobenen Punkt A geht jetzt die Objektwelle O_2 aus, die wiederum zusammen mit dem Referenzstrahl das Hologramm ein zweites Mal belichtet. $\vec{e}$ bezeichnet den Empfindlichkeitsvektor.

renzstrahl R zur Interferenz gebracht und in der Form $|O_2+R|^2$ auf dieselbe Platte belichtet wird. Die beiden Objektwellen unterscheiden sich nur durch einen Phasenterm $\delta(r)$, der aus den veränderten geometrischen Weglängen des Beleuchtungsstrahls resultiert:

$$O_1 = o \cdot \exp\{i\phi(r)\}$$

$$O_2 = o \cdot \exp\{i\phi(r) + \delta(r)\}.$$

Nach der Entwicklung liegt das Interferogramm auf der Fotoplatte als Transparenzverteilung vor in der Form

$$T = T_0 + k \cdot (|O_1+R|^2 + |O_2+R|^2).$$

Zur Rekonstruktion der Objektwellen beleuchtet man das Interferogramm wieder mit der Referenzwelle R. Sie wird an der

Transparenz gebeugt und führt hinter der Fotoplatte zu folgendem analytischem Signal W:

$$\begin{aligned} W &\propto (|O_1+R|^2 + |O_2+R|^2) \cdot R = \\ &= (o_1^2 + o_2^2 + 2r^2) + \\ &\quad + (O_1+O_2) \cdot R^* + \\ &\quad + (O_1+O_2)^* \cdot R \end{aligned}$$

Der erste Term $(o_1^2 + o_2^2 + 2r^2) \cdot R$ stellt die Referenzwelle dar, die durch die Schwärzung des Interferogramms gedämpft ist. Der zweite Term $(O_1+O_2) \cdot R^* \cdot R$ liefert ein virtuelles Bild der beiden Objektoberflächen, die nun, da sie gleichzeitig wiedergegeben werden, interferieren. Der dritte Term $(O_1+O_2)^* \cdot R \cdot R$ ist als reelles Bild auf einem Schirm darstellbar, allerdings behaftet mit z.T. erheblichen Abbildungsfehlern. Es kann in dieser Form im allgemeinen nicht weiter verwendet werden.

Das virtuelle Bild dagegen ist verzeichnungsfrei und kann entweder betrachtet oder mit einer Kamera fotografiert werden. Für die registrierte Intensität dieses Bildes ergibt sich:

$$\begin{aligned} I &\propto (O_1+O_2) \cdot (O_1+O_2)^* = \\ &= 2o^2 + \sigma^2 \cdot (\exp i\delta + \exp -i\delta) = \\ &= 2o^2 \cdot (1+\cos\delta). \end{aligned}$$

Als Ergebnis wird im rekonstruierten Interferogramm die ursprüngliche Intensität des Objektwellenfeldes o , moduliert mit dem Interferenzterm $\cos\delta$, wiedergegeben.

Führt man die Einheitsvektoren in Beleuchtungsrichtung $\vec{n}_i$ und in Beobachtungsrichtung $\vec{n}_s$, den Deformationsvektor $\vec{d}$ und den Empfindlichkeitsvektor $\vec{e}$ ein, so läßt sich das Argument δ darstellen als:

$$\begin{aligned} \delta &= \frac{2\pi}{\lambda} (\vec{n}_i - \vec{n}_s) \cdot \vec{d} = \\ &= \vec{e} \cdot \vec{d} . \end{aligned}$$

Kennt man also die Geometrie des Aufbaus, so kann man direkt vom Interferenzmuster auf das Deformationsfeld schließen.

Im allgemeinen Fall gelingt es nicht, Oberfläche und Interferenzmuster gleichzeitig scharf abzubilden, insbesondere nicht bei der Fotografie im Makrobereich mit geringer Schärfentiefe. Im Gegensatz zu den Interferenzen zweier kohärenter Punktlichtquellen, ist das Muster zweier räumlich ausgedehnter Lichtquellen nicht in jedem Punkt des Raumes mit dem gleichen Kontrast registrierbar (z.B. FRANCON (1966)). Da bei der holografischen Interferometrie jeweils nur homologe Bereiche zur beobachtbaren Interferenzerscheinung beitragen (WALLIS (1970)), spielt hier die Lokalisation des Interferenzmusters eine wesentliche Rolle.

Translation und Rotation stellen dabei zwei ausgezeichnete Fälle dar. Bei reinen Translationen der Oberfläche ist das Muster im Unendlichen lokalisiert, bei reinen Rotationen um eine Achse parallel zur Oberfläche in der Oberfläche selbst, bei senkrechter Beobachtung (COLLIER et al. (1977), TSURUTA et al. (1969)).

Eine beliebige Deformation kann man zerlegen in eine Komponente senkrecht zur Oberfläche und in eine parallel dazu, d_n bzw. d_t . Lokal stellt die Komponente d_n bei nicht verschwindendem ∇d_n eine Rotation dar, führt also zu Interferenzen in der Objektoberfläche selbst. Wo das Muster insgesamt lokalisiert ist, hängt vom Verhältnis $|d_t|/|d_n|$ ab und ändert sich im allgemeinen von Objektpunkt zu Objektpunkt.

1.3.2 AUSWERTUNG DER INTERFEROGRAMME

Je einheitlicher das Verformungsfeld und damit die Lokalisation der Interferenzen ist, desto einfacher und genauer ist die Auswertung. Man wird also vorteilhaft den Versuchsaufbau so gestalten, daß möglichst einer der beiden oben beschriebenen Sonderfälle realisiert ist.

Dieser Grundsatz wurde bei den vorliegenden Experimenten beachtet. Die Beschreibung der Auswertung beschränkt sich daher auf diese Fälle; für allgemeine Deformationsfelder sei auf die Literatur verwiesen (z.B. EK und BIEDERMANN (1977), KOHLER (1977a,b), DÄNDLIKER et al. (1973)).

Statische Auswertung

Deformationsfelder, die lokal als Rotationen interpretiert werden können, führen zu Interferenzerscheinungen in der Objekttoberfläche, die unmittelbar fotografiert werden können. Sind Bereiche bekannt, die sich zwischen den beiden Aufnahmen nicht bewegt haben, so numeriert man dort beginnend die Streifen fortlaufend. Der jeweilige Betrag des Deformationsvektors ergibt sich aus der folgenden Gleichung:

$$\begin{aligned}(\vec{n}_i - \vec{n}_s) \cdot \vec{d} &= (2n-1) \cdot \frac{\lambda}{2} \\ \vec{e} \cdot \vec{d} &= (2n-1) \cdot \pi\end{aligned}$$

Der Inhalt beider Gleichungen ist identisch, in der zweiten ist lediglich der Empfindlichkeitsvektor eingeführt worden.

Das Vorzeichen des Deformationsvektors $\vec{d}$ ist aus dem Interferogramm nicht zu entnehmen. Hier hilft man sich, indem man eine bekannte Verformung überlagert und aus Addition oder Subtraktion auf das Vorzeichen schließt (vgl. 4.1.3.). Genau so ist zu verfahren, wenn man nicht sicher von der Monotonie des Deformationsfeldes ausgehen kann.

Die Richtung des gesamten Deformationsvektors ergibt sich entweder durch Auswertung dreier nicht koplanarer Interferogramme oder durch dynamische Auswertung (s. nächsten Abschnitt). In dieser Arbeit ist die Richtung durch die Versuchsbedingungen festgelegt.

Unter Beachtung des Abbildungsverhältnisses wird so jedem Objektpunkt eindeutig die Komponente des Deformationsvektors zugeordnet, die sich auf den Empfindlichkeitsvektor projiziert.

Dynamische Auswertung

Die von ALEKSANDROV und BONCH-BRUEVICH (1967) begründete dynamische Auswertung stützt sich auf die Abhängigkeit des Arguments δ des Interferenzterms von der Beobachtungsrichtung $\vec{n}_S$. Sie ist dann vorteilhaft anwendbar, wenn die absolute Ordnung der Interferenzstreifen nicht bekannt ist oder wenn sich diese nicht in der Nähe der Objektoberfläche lokalisieren, z.B. wenn gilt: $\vec{e} \perp \vec{d}$.

KOHLER (1977a,b) führte für diese Methode das Konzept der k-Linien ein. Fixiert man mit dem Auge einen Objektpunkt, so stellen die k-Linien die Schnittpunkte der Beobachtungsrichtung mit auslöschender Interferenz mit der Hologrammebene dar. Von einer Linie zur nächsten ändert sich das Argument δ um den Betrag 2π .

Die Richtung des Deformationsvektors ist aus der Krümmung der einzelnen Linien zu entnehmen, der Betrag aus dem Abstand, genauer aus dem Liniengradienten. Für Einzelheiten insbesondere für die Ableitung sei auf die Literatur von oben verwiesen.

Die Genauigkeit hängt wesentlich vom Winkelbereich ab, der für die Beobachtung zur Verfügung steht - das ist der Raumwinkel unter dem das Hologramm vom jeweiligen Objektpunkt aus erscheint.

1.3.3 VORTEILE DER HOLOGRAFISCHEN INTERFEROMETRIE

Die Vorteile dieser Meßmethode sind in der folgenden Abb.2 zusammengestellt und werden besonders im Hinblick auf die vorliegende Problemstellung gewertet.

1. Die Messungen erfolgen am Objekt selbst und nicht an Modellen. Bei der Spannungsanalyse an doppelbrechenden Medien entzieht sich die mechanische Anisotropie völlig der Untersuchung; daneben lassen die Ergebnisse nur eine

Vorteile der holographischen Interferometrie

1. Messungen am Objekt selbst
2. Darstellung des gesamten zwei -
dimensionalen Verformungsfeldes
3. Berührungslose Messungen
4. Hohe Empfindlichkeit

Abb.2 Vorteile der Holographischen Interferometrie

qualitative Interpretation zu. Andere Methoden (GALANTE (1970), PLAUE (1972)) bieten nur einen groben Zugang zu dieser Eigenschaft.

2. Das Verformungsfeld kann mit einem Interferogramm in seiner Verteilung über die gesamte sichtbare Oberfläche dargestellt und vermessen werden. Damit wird noch vor der Auswertung deutlich, ob das Objekt stabil gelagert war oder ob Ganzkörperbewegungen überlagert sind, was eine direkte Auswertung nicht sinnvoll erscheinen ließe (vgl. Abschnitt 1.4).

Weiter könnte die regelhafte Verformung durch pathologische Veränderungen des Objektes gestört sein. Außerdem zeigt das Interferogramm, ob die Krafteinleitung gleichmäßig erfolgt ist oder ob einzelne Bereiche gestaucht wurden, was wiederum die Ergebnisse verfälschen würde.

3. Die Messung erfolgt berührungslos. Dadurch werden die äußeren Randbedingungen, die ja für das elastische Verhalten eine wesentliche Rolle spielen, allein durch die Lagerung und die Art der Krafteinleitung vorgegeben, nicht aber durch die Messung selbst beeinflusst.

4. Die Empfindlichkeit der Methode liegt in der Größenordnung der Wellenlänge des verwendeten Lichtes. Dieser Vorteil hat allerdings zwei Gesichter; auf der einen Seite kann man sicher sein, daß die Deformationen so klein sind, daß sie im Sinne des Hookeschen Gesetzes zu interpretieren sind, zum anderen muß die Stabilität der Lagerung besser als die kleinste meßbare Deformation sein. Letzteres erfordert bei unregelmäßig geformten biologischen Objekten mitunter einen beträchtlichen experimentellen Aufwand. Wie zu verfahren ist, wenn diese Lagerung nicht gelingt, wird im folgenden Abschnitt 1.4 ausführlicher dargestellt.

1.4 KOMPENSATION VON GANZKÖRPERBEWEGUNGEN

Die Empfindlichkeit der holographischen Interferometrie erfordert eine präzise Lagerung des Objektes, damit die verschiedenen Belastungen nur reine Deformationen aber keine Ganzkörperbewegungen hervorrufen. Ob die Lagerung gut genug war, zeigt sich erst im Interferogramm. Ist der Deformation eine Ganzkörperbewegung überlagert, so kann das resultierende Interferenzmuster sowohl in seiner Ortsfrequenz als auch in seiner Lokalisation verändert sein, je nachdem ob die Ganzkörperbewegung eine Translation oder eine Rotation war.

Ist der Betrag der Bewegungskomponente vergleichbar mit der Deformation, kann man das Interferogramm konventionell auswerten und die Ganzkörperbewegung graphisch eliminieren. Wird jedoch die Bewegungskomponente wesentlich größer, dann äußert sich die Deformation nur noch in einer Störung des regelmäßigen Musters, das aus der Bewegung allein resultieren würde, ist aber als solche nicht mehr zu erkennen (vgl. Abb.3).

Um die Information über das Verformungsfeld auch in solchen Fällen zu gewinnen, wurde die folgende Moiré-Methode entwickelt (PIWERNETZ (1977)). Die Methode geht von der Idee aus, daß die Bewegung allein ein örtlich hochfrequen-



Abb.3 Überlagerung von Ganzkörperbewegungen

Allen vier Bildern liegt die gleiche Deformation zugrunde, der Winkel der überlagerten Kippung nimmt jedoch von links oben nach rechts unten zu. Er beträgt: li.o.: <0,05 min, re.o.: 0,2 min, li.u.: 0,3 min, re.u.: 0,9 min. Im Interferogramm rechts unten ist die Deformation nicht mehr zu erkennen.

tes Trägersystem S_M von Interferenzstreifen erzeugt. Das Streifensystem S_D , das der Deformation entspricht, moduliert bei der Überlagerung das System S_M und verändert somit lokal die Ortsfrequenz entsprechend der jeweiligen Deformation. Die Streifenfrequenz ist lokal durch den reziproken Abstand der Interferenzstreifen definiert.

Das System $(S_M + S_D)$ kann man wieder demodulieren, indem man das Trägersystem S_M dem fotografierten Interferogramm überlagert. Entsprechend dem Sampling-Theorem müssen die Ortsfrequenzen f_M und f_D die Bedingung

$$f_M \geq 2f_D$$

erfüllen, um ein gut sichtbares Moiré-Muster zu liefern.

Theorie der Moiré-Überlagerung

Die Oberfläche des Objektes liege in der x,y -Ebene eines kartesischen Koordinatensystems, die z -Achse weise in Richtung auf das Hologramm und falle mit dem Empfindlichkeitsvektor $\vec{e}$ zusammen.

Der Wegunterschied zwischen den entsprechenden Punkten der Oberfläche vor und nach der Belastung setzt sich aus zwei Anteilen zusammen: aus dem Anteil der Ganzkörperbewegung d_M und dem der Deformation d_D . Auslöschende Interferenz beobachtet man überall dort, wo gilt:

$$1) \quad d_M + d_D = (2n+1) \cdot \frac{\lambda}{2} \quad n = 1, 2, 3 \dots$$

Das gestörte Interferogramm wird überlagert mit einem Streifensystem, dessen Maxima bei

$$2) \quad G(x,y) = m \quad m = 1, 2, 3 \dots$$

liegen sollen. Die Überlagerung führt zu einem Moiré-Muster, für dessen Streifen die Bedingung gilt:

$$3) \quad n - m = 1$$

Setzt man die Gleichungen 1) und 2) in Gleichung 3) ein, so erhält man:

$$4) \quad d_D = (2l+1) \cdot \frac{\lambda}{2} + \lambda \cdot G(x,y) - d_M$$

wobei l die Streifenordnung des Moiré-Musters angibt.

Entspricht das System $G(x,y)$ in seiner Struktur dem System S_M , und stellt man die Vergrößerung richtig ein, so ergeben die beiden letzten Glieder zusammen gerade Null und es bleibt übrig:

$$5) \quad d_D = (2l+1) \cdot \frac{\lambda}{2} \quad l = 1, 2, 3 \dots$$

Das resultierende Moiré-Muster entspricht also genau dem Streifensystem S_D , das die Deformation allein erzeugen würde. Der Index l ist so zu wählen, daß der Streifen mit der kleinsten Deformation den Index $l=0$ trägt.

Eine Kippung stellt einen wichtigen Sonderfall einer Ganzkörperbewegung dar. Sie entsteht zum Beispiel dadurch, daß der Wirbelkörper nicht von vorneherein fest in der unteren Deckflächenmatrix ruhte und erst bei der Belastung angepreßt wird. Für einen solchen Fall wurde die Überlagerung experimentell durchgeführt.

Das Streifensystem $G(x,y)$ wurde auf einem Fernsehmonitor erzeugt und fotografiert. Für die Kippung besteht es aus parallelen Streifen, deren Intensität sinusförmig moduliert ist. Zur Überlagerung wurden sowohl das gestörte Interferogramm als auch das reguläre System $G(x,y)$ mit einer Fernsehkamera aufgenommen, additiv überlagert und auf einem Monitor wiedergegeben, wie dies in Abbildung 4 dargestellt ist.

Zur Verbesserung der Sichtbarkeit wurde das Bild einer elektronischen zweidimensionalen Differentiation nach der Helligkeit unterworfen; der Unterschied wird deutlich im Vergleich der beiden Bilder in Abb.4 unten. Eine nochmalige Verbesserung der Sichtbarkeit könnte man mit einer Tiefpaßfilterung erzielen, die das Trägersystem S_M unterdrücken würde. Eine eher subjektive Verbesserung erhält man durch eine qualitative Äquidensitendarstellung des differenzierten Moiré-Musters, wie dies Abb.5 zeigt.

Für eine genauere Darstellung insbesondere der Einflüsse einer Fehlanpassung von Ortsfrequenz und Phase des Systems $G(x,y)$ sei auf die Literatur verwiesen (PIWERNETZ (1977)).

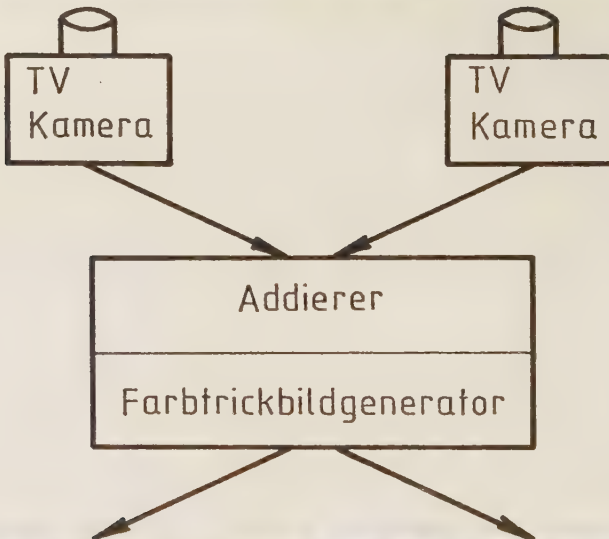
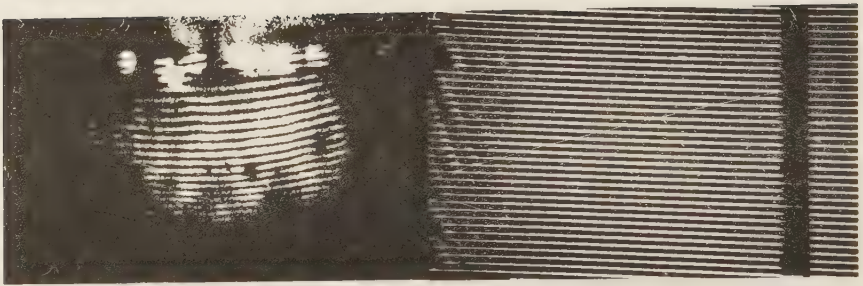


Abb.4 Moiré-Überlagerung zur nachträglichen Kompensation von überlagerten Ganzkörperbewegungen

Das gestörte Interferogramm (links oben) wird mit einem Sinusgitter gleicher Ortsfrequenz (rechts oben) additiv überlagert. Am Ausgang des Fernsehmonitors erscheint das Moiré-Muster (links unten), dessen Sichtbarkeit mit einer zweidimensionalen Differentiation nach der Helligkeit verbessert wurde (rechts unten).

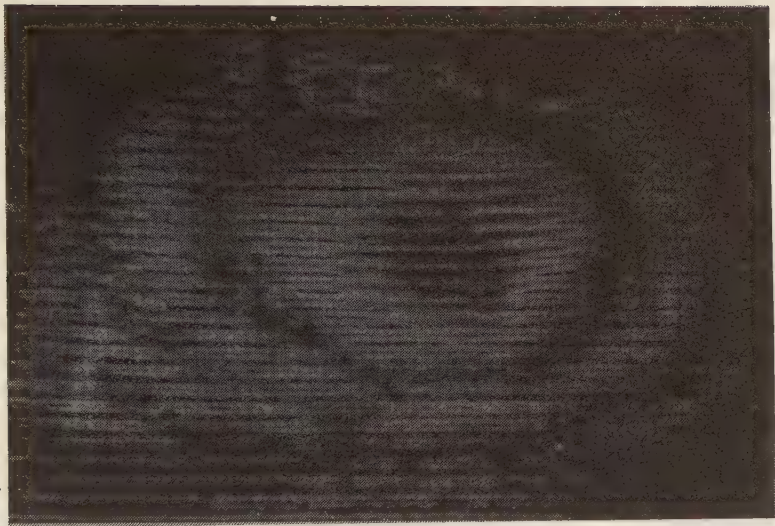


Abb.5 Farbige Äquidensitendarstellung des differenzierten Moiré-Musters aus Abb.4

2 EXPERIMENTELLER AUFBAU

2.1 MECHANISCHER AUFBAU

Für diese Arbeit wurde eine Belastungseinrichtung erstellt, die auch unter großen inneren Kräften (bis ca. 3 000 N) interferometrische Stabilität aufweist (Abb.6 und 7).

Die Kompressionskraft wird in einem pneumatisch betätigten Druckzylinder (B)† erzeugt; gemessen wird sie mit einer Kraftmeßdose (C), deren Signal über einen Gleichspannungsverstärker verstärkt und mit einem Digitalvoltmeter angezeigt wird. Die absolute Meßgenauigkeit ist besser als 0,5% vom Skalenendwert; die Linearitätsabweichung einschließlich Hysterese ist besser als 0,2%, was für diese Versuche besonders wichtig ist, da Kraftänderungen die wesentliche Rolle spielen.

Für verschiedene Meßbereiche standen zwei Meßdosen zur Verfügung für Maximallasten von 500 N und von 3 000 N. Die Kraft wird oberhalb des Säulengestells gemessen; daß sie mit der am Knochen direkt wirkenden Kraft übereinstimmt, wurde mit einem Dynamometer am Ort des Knochens innerhalb der Meßgenauigkeit des Dynamometers (1%) bestätigt.

Das Objekt selbst (A) ist in ein Säulengestell (D) eingespannt, dessen obere Platte mit Kugellagern geführt ist. Damit wird ein Verkippen der Kompressionseinrichtung gegen die Vertikale verhindert und eine gleichmäßige Verteilung der Kraft über die Einleitungsfläche gewährleistet. Das Objekt kann um die Richtung der Kompressionskraft gedreht werden, so daß die Deformationen aus allen Richtungen beobachtet werden können.

Richtung und Größenordnung der Kräfte für die Scherungs- und die Torsionsuntersuchungen sind von den zur Kompression nötigen wesentlich verschieden. Für diese Messungen werden

† Die Großbuchstaben beziehen sich auf Abb.6 und Abb.7

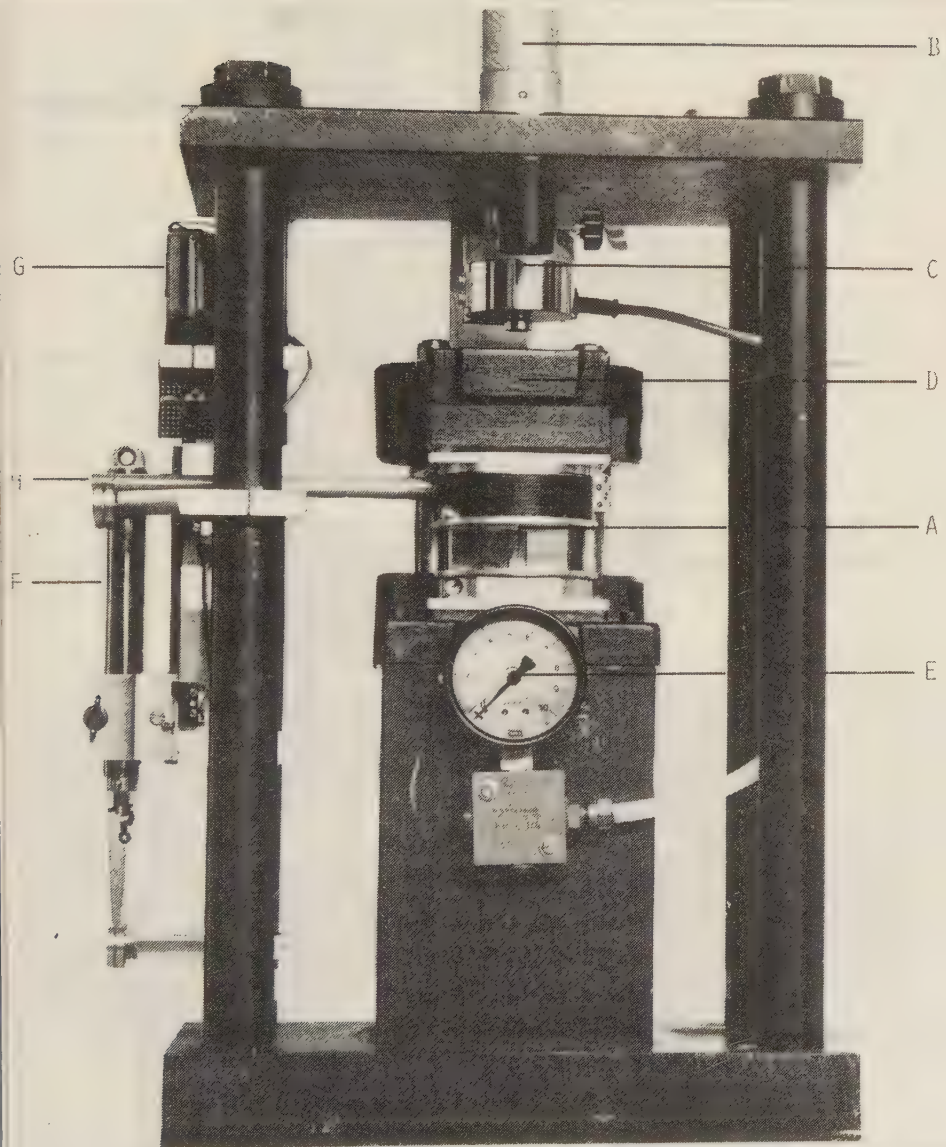


Abb.6 Die Belastungseinrichtung

Der massive Aufbau garantiert interferometrische Stabilität auch bei hohen Lasten.

A: Spongiosaprobe, B: Pneumatischer Druckzylinder, C: Kraftmeßdose, D: Säulengestell, E: Kontrollanzeige für den Druck im Zylinder, F: Federwaage, G: Motorantrieb mit Sektorenscheibe zur Dehnung der Federwaage und zur Messung des Weges H: Kraftarm für die Torsionsmessungen

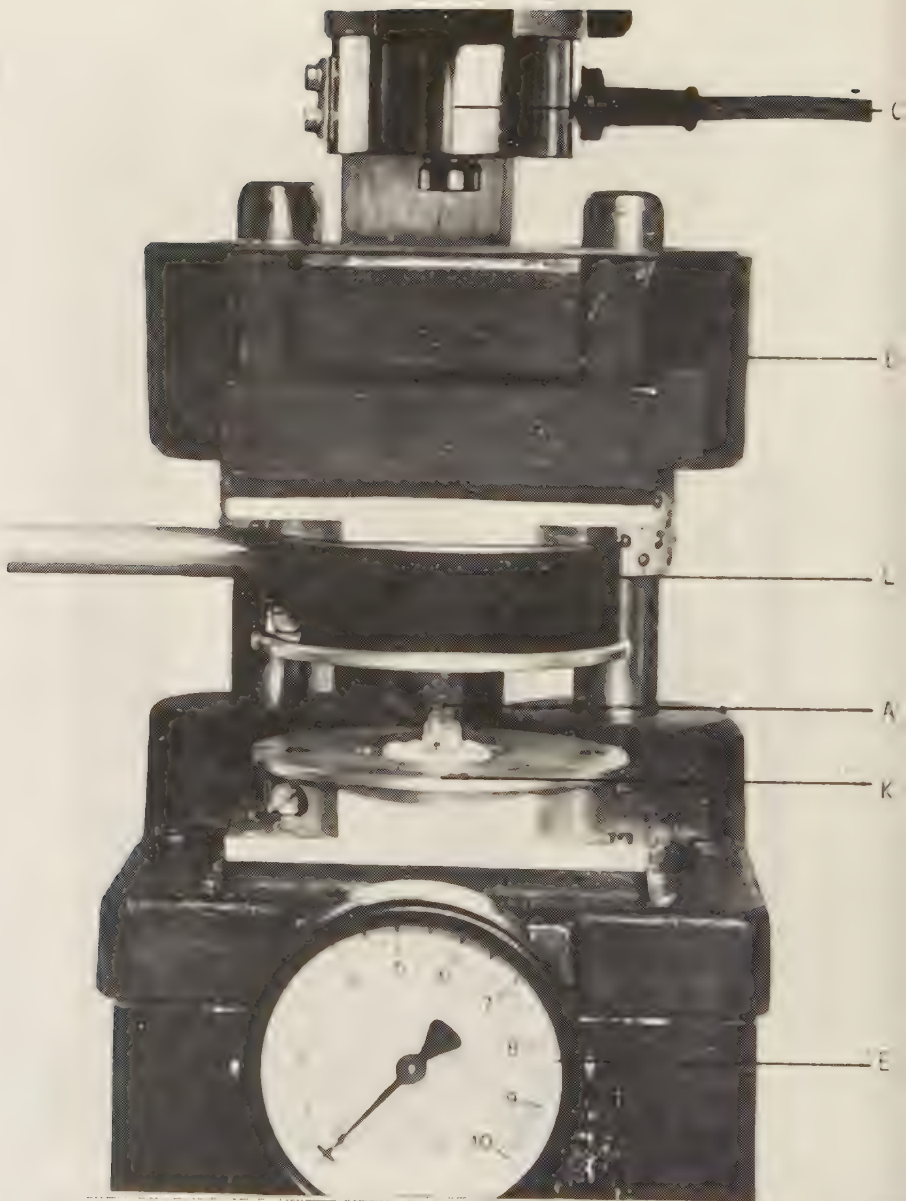


Abb.7 Ausschnitt aus der Belastungseinrichtung

Das Säulengestell (D) sichert die exakte Lagerung und Orientierung der Probe zur eingeleiteten Kraft und verhindert außeraxiale Kraftkomponenten. Die untere Auflage (K) ist drehbar, so daß verschiedene Seiten der Probe vermessen werden können. Die obere Platte (L) läuft in einem Präzisionskugellager niedrigster Reibung. Andere Buchstaben vgl. Abb.6.

die Kräfte mit einer Federwaage erzeugt, die über einen Motor und eine Gewindestange definiert gedehnt wird. Die Genauigkeit der Federwaage ist besser als 1%. Da wiederum nur Kraftdifferenzen gemessen werden, spielt die Linearität eine größere Rolle; für die Genauigkeit der Differenzen ist ein Fehler von 0,5% eher großzügig bemessen (Angaben von der Herstellerfirma fehlen leider).

Die Größe der Kraft wird über die Umdrehungszahl des Motors mit Hilfe einer Sektorenscheibe und eines Optokopplers auf 0,1% vom Endwert abgelesen, so daß dadurch sicher kein zusätzlicher Fehler eingeführt wird. Die Kräfte werden durch einen Stahldraht über kugelgelagerte Umlenkrollen auf die Kugelführungen bei der Scherung bzw. auf den Kraftarm bei der Torsion übertagen. Die Reibungsverluste liegen bei den Scherungsmessungen unter 2 mN, bei den Torsionsmessungen unter 0,2 Nmm. Dies wurde durch eine zweite Federwaage am Ort der Probe ermittelt.

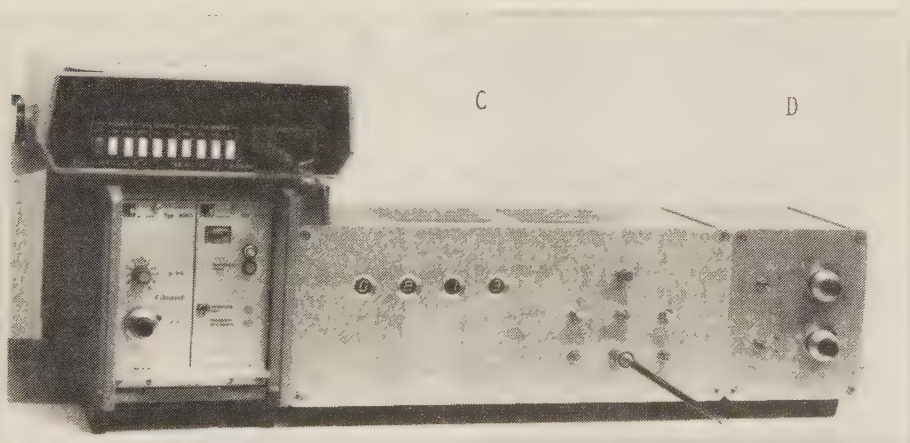


Abb.8 Steuerungs- und Anzeigeeinheiten

Der Gleichspannungsverstärker (A) mißt zusammen mit der Kraftmeßdose die Kompressionskraft, die von einem Digitalvoltmeter (B) angezeigt wird. Der Zähler (C) wird von der Sektorenscheibe am Antriebsschlitten der Federwaage getriggert. Der Diskriminator (D) steuert den Druck im Druckzylinder über den Ausgangswert des Verstärkers und ein Magnetventil.

Wichtig beim mechanischen Aufbau war, daß alle Funktionen berührungslos und damit erschütterungsfrei betätigt werden können. Ebenso müssen sämtliche Einstellwerte im Dunkeln ablesbar sein; dies wird durch die pneumatischen Druckzylinder, die motorgetriebenen Federwaagen und die Digitalanzeigen (Abb.8) garantiert.

2.2 DER OPTISCHE AUFBAU

2.2.1 HOLOGRAPHISCHE DOPPELBELICHTUNGSINTERFEROMETRIE

Eine gute Genauigkeit ohne übermäßigen technischen Aufwand kann nur gewährleistet werden, wenn der Aufbau so einfach und übersichtlich wie möglich gestaltet wird. Wie groß im Einzelfall Abweichungen werden können, zeigt eine Arbeit von LIU und KURTZ (1977).

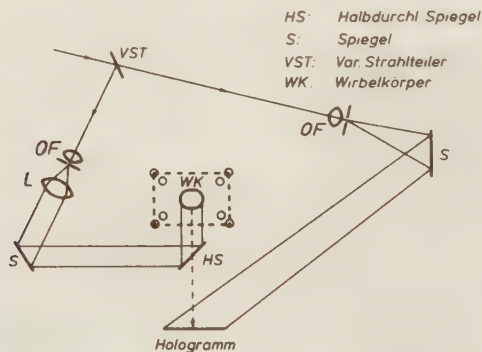


Abb.9 Der optische Aufbau

Das Licht vom Laser wird durch den variablen Strahlteiler (VST) in Objekt- und Referenzstrahl geteilt. Mikroskopobjektive mit Ortsfrequenzfiltern (OF) weiten die Strahlen auf und eliminieren Störmuster. Die Linse (L) erzeugt einen telezentrischen Strahlengang. Der halbdurchlässige Spiegel (HS) läßt Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung zusammenfallen. Auf der Hologrammplatte interferieren Objekt- und Referenzstrahl.

Das Objekt wird mit einem telezentrischen Sytem über einen halbdurchlässigen Spiegel beleuchtet und durch den selben Spiegel beobachtet (Abb.9). Damit fällt der Empfindlichkeitsvektor $\vec{e}$ mit der Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung zusammen. Außerdem steht er senkrecht auf dem Zentrum der Objektoberfläche und der Hologrammplatte. Abweichungen ergeben sich bei außeraxialer Beobachtung aus der Krümmung des Mantels des Wirbelkörpers.

Für die spezielle Fragestellung dieser Arbeit weist der Aufbau eine Reihe von Vorteilen auf:

1. Die Meßempfindlichkeit ist am größten, wenn sich Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung nur im Vorzeichen unterscheiden. Bei dieser Anordnung beträgt die Deformationsänderung von einem Interferenzstreifen zum nächsten bei der statischen Auswertung eine halbe Wellenlänge, das ist beim He-Ne-Laser etwa $0,3 \mu\text{m}$. Der erste Streifen tritt auf bei einer Deformation von $\lambda/4$.

2. Bei der dynamischen Auswertung der Interferogramme müssen nur Längen aber keine Winkel gemessen werden; dadurch wird die Auswertung sowohl einfacher als auch wesentlich genauer.

3. Die Hologrammplatte kann nahe an das Objekt gestellt werden. Damit wird für die dynamische Auswertung der Beobachtungsbereich vergrößert und damit wiederum die Auswertegenauigkeit. Allerdings beträgt der Winkel zwischen Objekt- und Referenzwelle 60° statt der empfohlenen 20° . Das führt zu einer Erhöhung der Trägerfrequenz auf dem Hologramm von 550 Linien/mm auf etwa 1580 Linien/mm ($f = \frac{\lambda}{2} \sin \frac{\alpha}{2}$). Das wird aber vom Aufnahmемaterial (AGFA Holotest) wegen dessen hohen Auflösungsvermögens zusammen mit einer steileren Entwicklung (AGFA Röntgenentwickler G7c statt G3p) toleriert.

2.2.2 HOLO - MOIRÉ - TECHNIK

Die Holo-Moiré-Technik (HUNG und TAYLOR (1975), SCIAMARELLA und GILBERT (1976)) ermöglicht es, eine Komponente des Deformationsvektors senkrecht zur Beobachtungsrichtung darzustellen. Die Empfindlichkeit ist zwar etwas geringer als bei der holographischen Interferometrie nach Abschnitt 2.2.1 für die Komponente in Richtung des Empfindlichkeitsvektors, jedoch besser als bei der Bestimmung dieser Komponente mit der dynamischen Auswertemethode (vgl. folgende Tabelle).

Methode	Kleinste meßbare Deformation
Statische Auswertung Aufbau nach Abschn. 2.2.1	$\lambda/4$
Holo-Moiré-Technik Aufbau nach Abschn. 2.2.2	$\lambda/2$
Dynamische Auswertung Aufbau nach Abschn. 2.2.1	2λ

Der Versuchsaufbau für dieses Meßverfahren ist in Abb.10 dargestellt. Im Gegensatz zu HUNG und TAYLOR wird die Überlagerung gleich bei der Rekonstruktion ausgeführt. Das hat den Vorteil, daß bei der Wiedergabe durch Abstimmen des Strahlteilers 1 die Helligkeit der beiden Rekonstruktionen angeglichen werden kann. Dadurch wird der Kontrast des Moiré-Musters verbessert, was besonders bei biologischen Objekten wichtig ist, deren Oberfläche nicht gleichmäßig streut.

Insgesamt werden bei dieser Technik vier Hologramme auf die Platte belichtet: der unbelastete und der belastete Zustand werden jeweils mit dem linken und dem rechten Strahlengang aufgezeichnet. Nach Entwicklung und Reposition der Platte an ihren alten Ort, werden beide Interferogramme gleichzeitig wiedergegeben und bilden das Moiré-Muster. Da

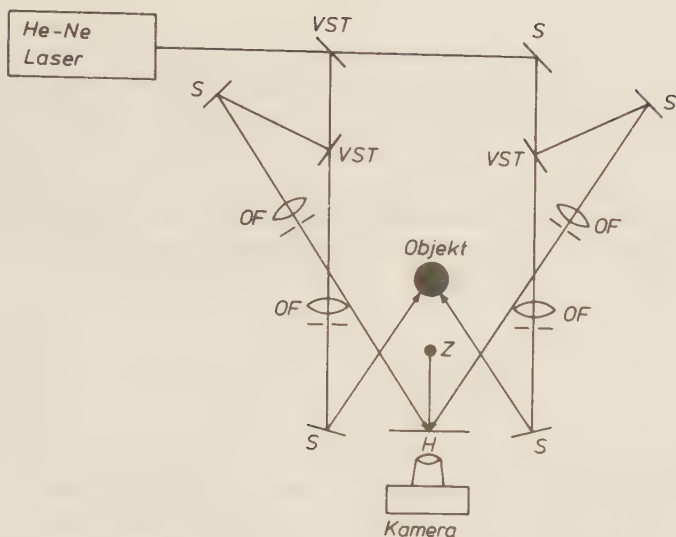


Abb.10 Optischer Aufbau für die Holo-Moiré-Technik

Zwei nahezu identische und spiegelbildliche Holographieaufbauten befinden sich auf der rechten und der linken Seite des Objektes. Die beiden Empfindlichkeitsvektoren halbieren die Winkel zwischen der Hologrammplatte und den benachbarten Spiegeln (S).

H: Hologrammplatte, OF: Mikroskopobjektiv und Ortsfrequenzfilter, S: Spiegel, VST: variabler Strahlteiler, Z: Text

sich beide Rekonstruktionen inkohärent überlagern, muß die Reposition nur mit fotografischer nicht aber mit interferometrischer Genauigkeit erfolgen.

Ist die Ortsfrequenz der beiden Interferenzmuster zu gering um gut sichtbare Moiréstreifen zu erzeugen, kann man durch Drehen der Hologrammplatte um einen Punkt Z zwischen Hologramm und Objekt ein zusätzliches Streifensystem in der Objektebene addieren. Der Abstand des Punktes Z vom Hologramm errechnet sich ungefähr zu (SCIAMARELLA und GILBERT)

$$z = 1/(D \cdot (1 - \cos \beta));$$

mit D als Abstand Objekt-Hologramm und β als Winkel des Referenzstrahls mit der Normalen auf der Hologrammplatte.

Die Holo-Moiré-Technik setzt voraus, daß die Interferenzmuster in beiden Strahlengängen gut ausgeprägt sind. Das war der Fall bei der Kompressionsbelastung des intakten Wirbelkörpers, nicht aber bei den Spongiosaprobe; darauf wird im Abschnitt 4.3.2 näher eingegangen. Beim intakten Wirbelkörper wurde mit dieser Methode die Komponente des Deformationsvektors in horizontaler Richtung dargestellt.

2.2.3 SPECKLE - FOTOGRAFIE

Ebenso wie mit der Holo-Moiré-Technik kann man mit der Speckle-Fotografie bei diffus streuenden Objekten Deformationen senkrecht zur Beobachtungsrichtung vermessen (ARCHBOLD und ENNOS (1972)). Die Empfindlichkeit der Methode beträgt allerdings nur etwa $1,5 \mu\text{m}$ in der Filmebene (bei Blende 2 und $\lambda=0,633 \text{ m}$), was bei einer Verkleinerung von 5:1 während der Aufnahme etwa $7,5 \mu\text{m}$ in der Objektebene entspricht. Die angegebenen Werte entsprechen einer üblichen Aufnahmegeometrie. Sie hängen aber von der verfügbaren Aperturblende und der Brennweite der abbildenden Optik ab.

Die Methode beruht auf der Tatsache, daß die Anordnung der Speckles an die Mikrostruktur der Oberfläche gebunden ist. Die einzelnen Speckles führen also im Kleinen die selben Bewegungen aus wie die Objektoberfläche. Fotografiert man das Objekt jeweils vor und nach der Belastung, so sind beide Muster lokal korreliert, lokal heißt in Bereichen, in denen sich der Betrag der Deformation nur wenig ändert.

Die Auswertung erfolgt entweder durch Ortsfrequenzfilterung des gesamten Bildes oder durch punktweise Beleuchtung mit dem unaufgeweiteten Laserstrahl. Im ersten Fall erscheinen im gefilterten Bild nur Bereiche hell, in denen die Verschiebung um jeweils den gleichen Betrag zugenommen hat; dieser Wert ist abhängig von der Auswertung und nicht von der Aufnahme, kann also nachträglich beliebig eingestellt werden.

Im zweiten Fall beobachtet man einen Beugungshalo, der mit Youngschen Streifen moduliert ist. Der Betrag der Verschiebung ist im Streifenabstand kodiert, deren Richtung in der Neigung der Streifen.

Eingesetzt wurde die Speckle-Fotografie, um beim intakten Wirbelkörper die dynamische Auswertung zu kontrollieren.

3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

3.1 BEHANDLUNG DER PROBEN

Die Wirbel wurden nach äußerlicher Unversehrtheit und einwandfreier Beschaffenheit der Deckflächen ausgewählt; das Innere der Knochen, die Spongiosa, konnte erst während des Versuchs beurteilt werden. Für die Messungen am intakten Wirbelkörper wurde der Wirbelbogen nahe bei der Mantelfläche abgesägt. Vergleichsmessungen zeigten, daß dadurch das Deformationsverhalten bei axialer Kompression nicht beeinflußt wird.

Da die Deckflächen der Wirbelkörper weder eben noch planparallel sind, mußten sie den Krafteinleitungsflächen am Säulengestell angepaßt werden. Dazu wurden sie mit einer dünnen Schicht des schnellhärtenden Knochenzementes Palakos belegt und unter einer Last von 50 N im Säulengestell, also direkt am Ort der späteren Messung, ausgehärtet.

Versuche mit schnellhärtendem Feingips und mit Acrylharz führten zu unbefriedigenden Ergebnissen in Bezug auf Stabilität und Lösbarkeit der Verbindungen; ein und derselbe Wirbelkörper mußte ja für den gesamten Versuchsdurchgang zur Verfügung stehen.

Zur Übersicht über das qualitative Verhalten des intakten Wirbelkörpers wurde die obere Matrix danach in einen Zentral- und einen Randteil zerlegt. So kann die Kraft über Bereichen, unter denen nur Spongiosa liegt bzw. nur über dem Mantelwulst eingeleitet werden. Nach diesen Messungen wurde der Wirbelkörper wieder vom Säulengestell gelöst, und der Mantel vom Spongiosakern mit einer Säge getrennt. Übriggebliebene Spongiosareste wurden vom Innern des Mantels abgeschabt.

Für die quantitative Bestimmung der elastischen Eigenschaften der Spongiosa wurden aus dem Kern an zwei Stellen Quader ausgesägt. Besonderes Augenmerk wurde darauf gelegt, daß die

Seiten der Quader genau parallel zu den Achsen des Wirbelkörpers zu liegen kamen. Technisch wurde dies dadurch erreicht, daß der Spongiosakern auf einem x,y-Schlitten mittels Mikrometerschrauben zum Sägeblatt vorgeschoben wurde. Dies hatte außerdem den Vorteil, daß der Sägevorgang langsam und ohne großen Druck erfolgen konnte, so daß möglichst wenige der feinen Trabekel abbrechen.

Diese Quader wurden dann mit einem Meßwinkel mit einer Genauigkeit von $\text{ca. } 1^\circ$ senkrecht auf der Unterlage befestigt. Um sicher zu sein, daß alle Trabekel, die an der Unterseite enden, am Belastungsvorgang beteiligt sind, sind die Quader oben und unten in eine $\text{ca. } 0,5 \text{ mm}$ starke Palakosschicht eingebettet.

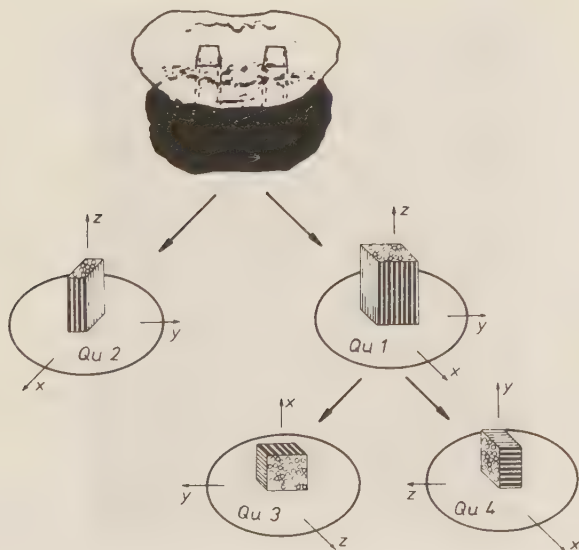


Abb. 11 Herstellung und Orientierung der Spongiosaproben

Der obere Teil zeigt die Orientierung des intakten Wirbelkörpers im Koordinatensystem. Zuerst wurden zwei Proben aus beiden Hälften des Wirbelkörpers ausgesägt und derselben Orientierung wie der Wirbelkörper selbst vermessen (Qu 1 und Qu 2 in der Mitte). Der größere der beiden Quader wurde danach in zwei Teile zersägt, die in neuer Orientierung untersucht wurden (Qu 3 und Qu 4 unten).

Für die Messungen in den anderen Orientierungen wurde der größere der beiden Quader (Qu 1) in der Mitte durchgesägt und die so erhaltenen neuen Quader (Qu 3 und Qu 4) wiederum senkrecht in den neuen Orientierungen befestigt, wie dies in Abb.11 wiedergegeben ist.

Es zeigte sich beim Lösen der Verbindungen, daß der Knochenzement in keinem Fall tiefer als 0,3 mm in das Innere der Quader eingedrungen war, und daß alle Trabekel wirklich im Knochenzement befestigt waren.

3.2 MESSABLAUF

Zu Beginn wurde das Deformationsverhalten des intakten Wirbelkörpers bei axialer Kompression untersucht. Besonderer Wert lag dabei auf der Prüfung des linearen elastischen Verhaltens. Dies geschah auf zwei Wegen: einmal wurde bei fester Vorlast die Kompressionskraft gesteigert und zum zweiten bei fester Kompressionskraft die Vorlast verändert. Zur Kontrolle wurde die axiale Kompression noch mit Hilfe der Speckle-Fotografie bestimmt. Eine Vorlast wurde deshalb eingeführt, um eine Konsolidierungsphase, wie sie bei der Aufzeichnung von Kraft-Weg-Diagrammen (LINDAHL (1976)) zu beobachten ist, zu überwinden.

Gleichzeitig wurde geprüft, ob der Wirbelkörper Hystereseeffekte zeigt. Dazu wurde er im unbelasteten Zustand holographiert, dann für eine Minute mit 500 N komprimiert und nach 30 Sekunden wieder aufgenommen.

Zur Übersicht wurde noch mit der Holo-Moiré-Technik die horizontale Komponente des Deformationsvektors bestimmt.

Der Beitrag des Mantels zum Kompressionsverhalten des intakten Wirbelkörpers wurde dadurch ermittelt, daß zuerst nur der Randbereich direkt über dem Mantel belastet wurde und nach dem Zersägen der Mantel allein. Die Deformationsmuster bei axialer Kompression deuteten an, daß die Mantelfläche einen Druck nach innen auf die Spongiosa ausübt. Ein

Vergleich der radialen Deformation des Mantels bei Kompression mit der Deformation, die ein bekannter Zug am Mantel nach innen bewirkt, sollte Anhaltswerte für die Größe dieses Druckes liefern.

Das lineare elastische Verhalten der Spongiosa wurde mit Rücksicht auf die Unversehrtheit der feinen Trabekel nicht über einen so großen Bereich und so ausführlich geprüft wie beim intakten Wirbelkörper. Bei den Torsionsmessungen aber zusätzlich dadurch, daß ein Interferogramm aus drei Belastungszuständen erstellt wurde. Einmal wurde die Hologrammplatte im Ruhezustand belichtet und je einmal bei den Drehmomenten M_1 und M_2 . Hier erfolgt die Bildung des Differenzmusters kohärent im Gegensatz zu dem Überlagerungsverfahren



Abb.12 Überlagerung zweier Torsionszustände

Das Interferogramm besteht aus drei Belichtungen: dem Ruhezustand des Quaders, dem Verformungszustand bei einem Drehmoment von 17,7 Nmm und einem zweiten bei einem Drehmoment von 26,5 Nmm. Obwohl das Differenzmuster einem Moiré-Muster ähnlich sieht, erfolgte in diesem Fall die Überlagerung kohärent.

der Holo-Moiré-Technik. Zum Vergleich diente ein zweites Interferogramm, in dem der Spongiosaquader mit dem Drehmoment $M = M_1 - M_2$ tordiert wurde.

Während der Veränderung der absoluten Kraft bei der Kompression und der Momente bei der Scherung und Torsion wurde gleichzeitig der Wert ermittelt, bei dem jeweils das Deformationsmuster gerade noch gut auswertbar war. So kann die Richtung des Deformationsvektors gut kontrolliert und der Betrag möglichst genau ausgewertet werden. Aus dem gleichen Grund wurden bei der Prüfung der Reproduzierbarkeit Hologrammplatten der Größe 9x12cm verwendet; damit vergrößert sich der Raumwinkel, in dem der Beobachtungsvektor variiert werden kann.

3.3 AUSWERTUNG DER INTERFEROGRAMME

3.3.1 KOMPRESSION: DEFORMATIONEN SENKRECHT ZUR BEOBACHTUNGSRICHTUNG

Die axiale Deformation bei der Kompression wurde aus den Interferogrammen nach der dynamischen Auswertemethode erhalten. Bei der Kompression des intakten Wirbelkörpers wurde das lineare Deformationsverhalten mit Hilfe der Speckle-Fotografie kontrolliert.

3.3.1.1 DYNAMISCHES AUSWERTEVERFAHREN

Die Interferogramme wurden mit dem Referenzstrahl, der der Aufnahmegeometrie entspricht, rekonstruiert und der Punkt, dessen Bewegung bestimmt werden soll, in der Mitte der oberen Matrix festgelegt. Die Beobachtungsrichtung wird so gewählt, daß genau über diesem Punkt eine dunkle Interferenzlinie zu liegen kam. Unter Ausnützung der gesamten Hologrammplatte wurde die Beobachtungsrichtung in möglichst weiten Grenzen so variiert, daß immer die selbe Linie über dem selben Punkt stehen blieb. Die Schrittpunkte der Beobachtungs-

richtung mit der Hologrammplatte wurden über eine Visierhilfe auf der Platte markiert. Die Verbindung der einzelnen Punkte gibt die erste k-Linie.

Danach wird die Beobachtungsrichtung senkrecht zu dieser gerade gefundenen k-Linie verändert bis über dem selben Objektpunkt genau der nächste dunkle Interferenzstreifen zu liegen kommt. Wie oben wird der Verlauf der nächsten zugehörigen k-Linie bestimmt.

Dieser Vorgang wiederholt sich, bis alle k-Linien auf der Hologrammplatte erfaßt sind; er ist schematisch in der Abb.13 dargestellt. Die Platten können dann im Hellen weiter ausgewertet werden.

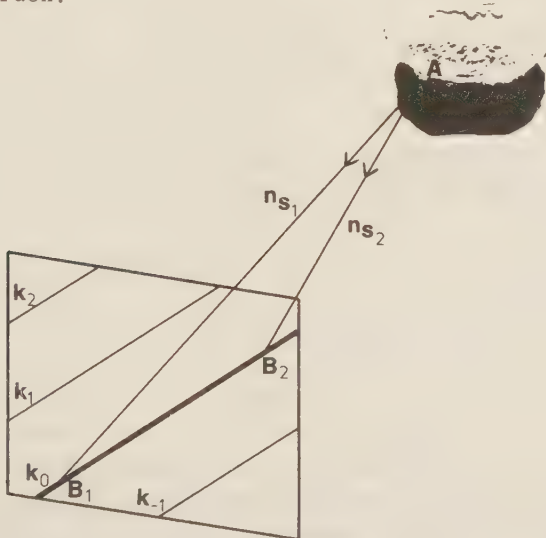


Abb.13 Dynamische Auswertung der Interferogramme

Durch das Hologramm (links) beobachtet man den rekonstruierten Objektpunkt (A), z.B. vom Punkt B_1 auf der Hologrammplatte aus. Verändert man die Beobachtungsrichtung so, daß man über dem Punkt A immer die selbe Interferenzlinie sieht, so gelangt man über Zwischenpunkte zum Punkt B_2 und erhält als Verbindungslinie die erste k-Linie k_0 .

Danach verändert man die Beobachtungsrichtung senkrecht zur gefundenen Linie und sucht die benachbarte Interferenzlinie mit dem Punkt A zur Deckung zu bringen. Verfährt man wie oben, so erhält man die benachbarte Linie k_1 oder k_{-1} .

Zuerst wird die Richtung des Deformationsvektors kontrolliert. War die Deformation eine reine axiale Kompression, dann sind die k-Linien parallele horizontale Linien, zumindest in der Mitte der Platte. Für beliebige Deformationen kann man die Richtung des Deformationsvektors aus den Ortskoordinaten dreier Punkte einer k-Linie bestimmen (KOHLER (1977)).

In der Mitte der Hologrammplatte wurde dann die Anzahl der k-Linien ausgezählt und der Abstand der beiden äußeren gemessen, was eine Mittelung über das k-Linien-Ensemble bedeutet. Aus diesen Werten berechnet sich der Betrag des Deformationsvektors zu

$$|\vec{d}| = \frac{(k_n - 1) \cdot \lambda}{2 \cdot \sin(\arctan \frac{h}{L})}$$

Darin bedeuten: k_n die Anzahl der k-Linien, h den halben Abstand der äußeren Linien und L den Abstand der Hologrammplatte vom Objekt.

Diese Formel ergibt sich als Sonderfall aus der Formel

$$|\vec{d}| = \frac{(k_n - 1) \cdot \lambda}{(\vec{r}_O - \vec{r}_{n-1}) \cdot \vec{q}_E} \quad .$$

(mit $\vec{r}_i$ als Ortsvektoren zweier Punkte auf der i-ten k-Linie und $\vec{q}_E$ als Richtungseinheitsvektor des Deformationsvektors $\vec{d}$), wenn die beiden Punkte in der vertikalen Mittellinie der Platte liegen und der Richtungsvektor dazu parallel ist.

In die Auswertungsgleichung gehen also nur h und L als zu messende Größen ein, k_n ergibt sich durch einfaches Auszählen. Die so erhaltenen Deformationen d_i werden gegen die Kompressionskräfte F_i aufgetragen. Mit einer linearen Regression nach der Methode der kleinsten Quadrate wird eine Gerade durch die Punkte (F_i, d_i) gelegt. Die Steigung m der Ge-

raden ergibt nach der Formel

$$S_j = \frac{1}{A \cdot m} \quad j = x, y, z$$

mit A als dem Querschnitt der Spongiosaprobe und l als deren Höhe die Kompressionssteifigkeit in Richtung j.

Die geometrischen Abmessungen wurden mit einer Schublehre bestimmt; eine genauere Messung erscheint wegen der Natur der Begrenzungsflächen nicht sinnvoll.

3.3.1.2 AUSWERTUNG DER SPECKLE-FOTOGRAFIE

Bei den doppelbelichteten Speckle-Fotografien wird derselbe Objektpunkt, dessen Bewegung oben dynamisch ausgewertet wurde, mit dem unaufgeweiteten Laserstrahl beleuchtet. Man beobachtet einen Beugungshalo, dessen Intensität entsprechend der Korrelation des Speckle-Musters sinusförmig moduliert ist. Aus der Winkelverteilung der Beugungsminima ergibt sich die Verschiebung der Speckles in der Filmebene zu

$$|\vec{d}_{Sp, Film}| = \frac{(2n-1) \cdot \lambda}{2 \cdot \sin(\arctan \frac{h}{L})}$$

Darin bedeuten n die Zahl der Beugungsminima, h den Abstand des äußeren Minimums von der Mitte des Halos und L den Abstand des Films von der Ebene, in der der Halo beobachtet wird. Zusammen mit dem Abbildungsmaßstab y_o/y_i bei der Aufnahme errechnet sich der Betrag der Verschiebung zu

$$|\vec{d}_{Sp, Obj}| = \frac{y_o}{y_i} \cdot |\vec{d}_{Sp, Film}|$$

Die Richtung des Deformationsvektors steht senkrecht auf der Richtung der Beugungsminima. Auf die Analogie zur dynamischen Auswertungsformel soll an dieser Stelle nur hingewiesen werden. Die Daten werden genauso weiter ausgewertet wie bei der dynamischen Auswertung.

3.3.2 SCHERUNG UND TORSION: DEFORMATIONEN IN BEOBACHTUNGS- RICHTUNG

Für die Scherungs- und Torsionsmessungen war der Versuchsaufbau so konzipiert, daß der Deformationsvektor mit der Richtung von Beobachtungs- und Empfindlichkeitsvektor zusammenfiel. Die Verformungen konnten deshalb mit der statischen Auswertemethode bestimmt werden.

Zur Auswertung wurde das rekonstruierte Interferogramm mit einer Spiegelreflexkamera und einem Balgengerät (1:3,5/f=105mm) fotografiert. Dies gelingt, da die Oberfläche bei beiden Belastungsarten eine Rotation erfährt; daß der Drehwinkel bei der Torsion vom Ort abhängt, spielt dabei keine Rolle, wichtig ist allein die Bewegungsform der homologen Bereiche. Also sind die Interferenzen in der Ebene des Objektes selbst lokalisiert (vgl. Abschn. 1.3.1).

Um den Abbildungsmaßstab zwischen Rekonstruktion und fotografischem Negativ zu ermitteln, macht man sich die geringe Schärfentiefe der Balgenoptik bei voller Blendenöffnung im Nahbereich zunutze. Man fokussiert auf die Objektebene, dreht die Kamera auf dem Stativ, bringt einen Maßstab in die eingestellte Gegenstandsweite und fotografiert ihn.

Die Zuordnung der Interferenzstreifen zu den Koordinaten der Objektoberfläche erfolgt mit einem Mikrodensitometer. Ein vergrößertes Bild des Negativs wird von einem Schrittmotor über einen Spalt geschoben, hinter dem eine Fotozelle die einfallende Intensität mißt. Die Ausgangsspannung steuert einen mit konstanter Geschwindigkeit laufenden x,y-Schreiber. Abb.14 zeigt solche Intensitätsverläufe zusammen mit den jeweiligen Densitometerspuren auf den Negativen.

Aus der Lage der Maxima und Minima, Anfangs- und Endpunkt des Objektes und aus dem Abbildungsmaßstab ergibt sich eindeutig die Zuordnung von Objektkoordinaten und Deformationsfeld.

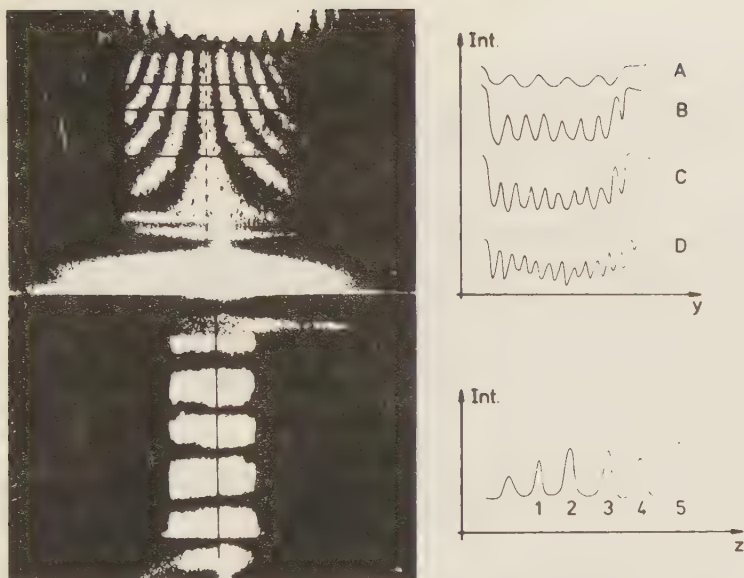


Abb.14 Statische Auswertung der Interferogramme

Das Deformationsmuster links oben repräsentiert eine Torsion; der Drehwinkel nimmt von unten nach oben zu. Die Blende des Mikrodensitometers wurde entlang der Spuren A bis D geführt. Rechts oben sind die entsprechenden Intensitätsverläufe wiedergegeben.

Die Scherung im Bild links unten erfolgte senkrecht zur Bildebene. Im Intensitätsverlauf rechts daneben sind die Peaks den einzelnen Interferenzlinien zugeordnet (die Spannung des Fotozellenverstärkers wurde am Eingang des Schreibers invertiert!).

Bei den Scherungsmessungen errechnet sich der Scherwinkel unmittelbar aus der Anzahl der Interferenzstreifen n und deren Abstand h_n zu

$$\alpha = \frac{(n-1) \cdot \lambda}{2 \cdot h_n} \cdot \frac{y_o}{y_i}$$

y_o/y_i bezeichnet den Abbildungsmaßstab vom Original zum x,y-Schreiber. Der Deformationszuwachs beträgt bei der optischen Anordnung zu diesem Versuch genau $\lambda/2$ (vgl. Abschn. 1.3.2).

Zur Kontrolle der Linearität wird der Scherwinkel gegen die scherende Kraft und die Deformation in Abhängigkeit von der Probenhöhe aufgetragen.

Die Schersteifigkeiten ergeben sich, wenn man die Mittelwerte der Scherwinkel aus den Reproduzierbarkeitsmessungen in die Formel (KREUZINGER (1978))

$$S_{ij} = \frac{F}{A} \cdot \left(\frac{1}{\alpha - \tilde{\alpha}} \right)$$

einsetzt; dabei sind i die Achse, die senkrecht auf der Unterlage steht, j die Richtung, in die geschert wird, A die Querschnittsfläche und $\tilde{\alpha}$ ein Korrekturterm, der berücksichtigt, daß die Quader neben der Scherung auch eine Biegung erfahren. $\tilde{\alpha}$ berechnet sich nach der Formel

$$\tilde{\alpha} = \frac{F \cdot h^2}{12 \cdot S_{ii} \cdot J}$$

mit h als Höhe der Quader, S_{ii} als Kompressionssteifigkeit und $J = a^3 \cdot b / 12$ als Flächenmoment, wenn in die Richtung von a geschert wird.

Bei der Auswertung der Torsionsmessungen wird der Drehwinkel der Oberfläche in verschiedenen Abständen von der Basis bestimmt und gegen diese aufgetragen. Extrapoliert man über eine lineare Regression den Drehwinkel auf die Höhe des Quaders, so erhält man den Torsionswinkel, den man gegen das Drehmoment aufträgt. Die Steigung m_t der Regressionsgeraden setzt man zusammen mit der Torsionskonstanten J in die Formel

$$G_i = \frac{L}{J \cdot m_t} \quad i = x, y, z$$

ein und erhält mit L als Höhe des Quaders die Torsionssteifigkeit G_i .

Die Torsionskonstante J errechnet sich nach WANG (1953) nach der Formel

$$J = 16a^3b \cdot \left(\frac{1}{3} - \frac{64a}{\pi^5 b} \tanh \frac{\pi b}{2a} \right)$$

a und b bezeichnen die beiden Seiten des Querschnittes mit der Bedingung: $a < b$! Auf die Anwendbarkeit dieser Formel wird in Abschnitt 4.2.3 noch näher eingegangen.

3.4 FEHLERBETRACHTUNG

In diesem Abschnitt werden nur die Einflüsse auf die Ergebnisse betrachtet, die auf der Herstellung der Proben oder auf den Meßvorgängen selbst beruhen. Schwankungen, die aus der Natur der Objekte folgen, werden, soweit sie für die in dieser Arbeit angesprochenen Gesichtspunkte von Belang sind, in Kapitel 5 diskutiert.

Der Begriff Genauigkeit ist hier im Sinne von Richtigkeit verwendet worden. Die angegebenen Fehler sind daher als relative Größtfehler zu verstehen, im Gegensatz zu Kap.4, in dem sie als Maß für die Reproduzierbarkeit als mittlere quadratische Fehler der Mittelwerte oder der Regressionskoeffizienten angegeben sind.

3.4.1 GENAUIGKEIT DER DEFORMATIONEN UND DREHWINKEL

Bei der dynamischen Auswertung errechnen sich die Deformationen nach der Formel

$$|\vec{d}| = \frac{(k_n - 1) \cdot \lambda}{2 \cdot \sin(\arctan \frac{h}{L})}$$

Darin werden k_n und λ als genaue Größen angesehen. Der Abstand der äußeren k -Linie von der Mitte kann bei einer durchschnittlichen Größe von ca. 40 mm für wenige k -Linien bis auf etwa 1,5 mm genau angegeben werden. Bei höheren Anzahlen von k -Linien werden die Interferenzen schärfer, und damit auch die Genauigkeit besser; trotzdem soll mit diesem Fehler weitergerechnet werden.

Der Abstand des Hologramms zum Objekt betrug bei allen Messungen ca. 190 mm und war bis auf 2 mm genau festzulegen. Zur Abschätzung des Fehlers für die Deformationen reicht es aus von der Kleinwinkelnäherung für den Nenner auszugehen

$$|\vec{d}| = \frac{(k_n - 1) \cdot L \cdot \lambda}{2 h}$$

Der maximale relative Fehler berechnet sich dann nach

$$\left| \frac{\Delta d}{d} \right| = \left| \frac{\Delta L}{L} \right| + \left| \frac{\Delta h}{h} \right|$$

zu etwa 5%.

Bei der statischen Auswertung ergibt sich der Drehwinkel bzw. der Scherwinkel nach der Formel

$$\alpha = \frac{(n-1) \cdot \lambda}{2 \cdot h_n} \cdot \frac{y_o}{y_i}$$

Darin werden wiederum n und λ als genaue Größen vorausgesetzt; y_o ist durch die Teilung des fotografierten Maßstabes gegeben. Die Länge des Eichbildes ist auf dem Registrierpapier im Durchschnitt ca. 245 mm, die Genauigkeit bei der Festlegung der äußersten Teilstriche ist besser als 0,25 mm. Die Genauigkeit des Abbildungsmaßstabes kann damit einschließlich der Linearitätsfehler der Registrierung mit etwa 0,5% abgeschätzt werden. Den Abstand der Interferenzstreifen kann man bei einem durchschnittlichen Absolutwert von ca. 60 mm mit einer Unsicherheit von 1 mm angeben.

Damit ergibt sich für den relativen Fehler der Dreh- oder Scherwinkel nach der Formel

$$\left| \frac{\Delta \alpha}{\alpha} \right| = \left| \frac{\Delta h_n}{h_n} \right| + \left| \frac{\Delta y_i}{y_i} \right|$$

ein Wert von etwa 2%.

3.4.2 GENAUIGKEIT DER STEIFIGKEITEN

Die verschiedenen Steifigkeiten berechnen sich aus obigen Verformungsgrößen zusammen mit den verformenden Momenten und geometrischen Abmessungen. Die Formeln für die Kompressions- und die Schersteifigkeiten stimmen im Prinzip überein, so daß die Fehlerbetrachtung für beide Fälle gilt:

$$S = \frac{F \cdot L}{A \cdot d}$$

Die Größe d/L entspricht bei der Schersteifigkeit dem Scherwinkel.

Der Fehler S berechnet sich nach der Formel

$$\left| \frac{\Delta S}{S} \right| = \left| \frac{\Delta F}{F} \right| + \left| \left(\frac{1}{x} + \frac{1}{y} + \frac{1}{z} \right) \cdot \Delta l \right| + \left| \frac{\Delta d}{d} \right|$$

Darin bedeuten F die Kraft, x, y, z die durchschnittlichen geometrischen Abmessungen der Quader in den verschiedenen Richtungen und d die Deformation.

Die Genauigkeit der Kraftmessung wurde bereits bei der Besprechung des mechanischen Aufbaues diskutiert (vgl. Abschn. 2.1); sie wird bei der Kompression mit 1% und bei den Scherungsmessungen mit 2% abgeschätzt.

Die durchschnittlichen Abmessungen der Quader in x, y, z -Richtung wurden jeweils mit der Schublehre gemessen. Die genauen Werte finden sich im Abschnitt 4.2. In der Ungenauigkeit von 0,2 mm sind Schwankungen des Querschnittes in Abhängigkeit von der Probenhöhe bereits mit erfaßt.

Der Wert für $|\Delta d/d|$ ergibt sich aus dem vorigen Abschnitt. Mit diesen Werten errechnen sich die maximalen relativen Fehler der Kompressionssteifigkeit zu 10% und der Schersteifigkeiten zu 13%, da der Korrekturterm noch etwa 5% beiträgt.

Bei der Auswertung der Torsionsmessungen ist im Vergleich zu den Schermessungen ein zusätzlicher Schritt eingeschaltet. Die Drehwinkel in Abhängigkeit von der Quaderhöhe werden bestimmt wie bei der Scherung, danach wird aber noch auf den Drehwinkel in der Gesamthöhe des Quaders, also den Torsionswinkel extrapoliert. Der Fehler ergäbe sich aus der Abweichung der Regressionskoeffizienten, wird hier aber durch den Fehler des Drehwinkels zu 2% abgeschätzt, was wegen des großen Fehlers der Torsionskonstanten (vgl. unten) sicher keine Rolle spielt.

In die Formel zur Bestimmung der Torsionssteifigkeit G geht wesentlich die Torsionskonstante J ein. Da ihre Berechnung ausschließlich von den geometrischen Abmessungen der Probequader ausgeht, wird hier der Fehler nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz berechnet. Danach resultiert ein relativer Fehler von etwa 15%, der in der Natur der Objekte begründet liegt, vor allem in der Struktur der Begrenzungsflächen, und nicht zu vermeiden ist.

Der Fehler für das Drehmoment wird mit 5% und der für die Messung der Höhe des Quaders mit 2% majorisiert. Aus allen diesen Größen errechnet sich ein relativer Fehler von ca. 25% für die Torsionssteifigkeiten. Das bedeutet, daß die Werte für die Torsionssteifigkeiten G nicht mit ihren absoluten Werten sondern vielmehr mit ihrer Größenordnung in die Diskussion eingehen können.

Auf die Darlegung der Fehlergrenzen bei der Speckle-Fotografie soll verzichtet werden. Aus der Analogie der Auswerteformeln, auf die bereits in Abschn. 3.3.1.2 hingewiesen wurde, kann man auf einen Fehler von 5 bis 8% schließen.

In der Darstellung der Ergebnisse sind noch die mittleren quadratischen Fehler allein der optischen Messungen angegeben; sie liegen in der Regel deutlich unter den obigen Abschätzungen durch die relativen Größtfehler.

Zusammenfassend soll am Ende dieses Kapitels darauf hingewiesen werden, daß die Größe der Fehler im für biophysikalische Messungen üblichen Rahmen liegt. Der Hauptanteil der Fehler resultiert aus der Natur der Objekte selbst und kann nicht durch "genauere" Messungen eliminiert werden. Deshalb hätte es auch keinen Sinn, die mechanischen und optischen Messungen zu verbessern, was mit entsprechendem Aufwand sicher möglich wäre.

4 ERGEBNISSE

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse in der Reihenfolge berichtet, in der sie in den Experimenten gewonnen wurden; der Wirbelkörper wird "ergebnismäßig" in seine funktionellen Bestandteile zerlegt.

In der Diskussion im nächsten Kapitel wird dann versucht, in umgekehrter Reihenfolge aus den Eigenschaften der Bestandteile das Verhalten des intakten Wirbelkörpers zusammenzufügen und besser zu verstehen.

4.1 DER INTAKTE WIRBELKÖRPER UND SEINE MANTELFLÄCHE

Am intakten Wirbelkörper wurden Kompressionsversuche in axialer Richtung durchgeführt; verändert wurde die Größe und die Form der Krafteinleitungsfläche an der oberen Matrix. Daneben wurde die Mantelfläche allein einer Kompression unterworfen und durch eine Zugkraft, die an einem Punkt an der Innenseite der Fläche angreift, verformt.

Beobachtbar sind eine Deformation des Objektes in Richtung der Kraft und eine Deformation der Mantelfläche senkrecht dazu. Daraus werden die Größen Steifigkeit und relative Steifigkeit errechnet. Unter relativer Steifigkeit ist immer der Quotient $s = F/d$ (mit F als Kraft und d als Deformation) zu verstehen, also eine Steifigkeit, die nicht auf die geometrischen Abmessungen normiert ist. Diese Größe wurde eingeführt, da die angesprochenen geometrischen Abmessungen, speziell die Querschnittsfläche, nicht immer genau genug bestimmt werden können und trotzdem ein Vergleich von Messungen unter verschiedenen Bedingungen, allerdings immer am selben Objekt, möglich sein soll.

4.1.1 AXIALE DEFORMATIONEN

Zuerst wurde die Kraft über eine Palakosmatrix eingeleitet, die die gesamte Deckplatte einschließlich des Randwulstes bedeckte. Das Deformationsverhalten ist als Kurve 1 in Abbildung 15 wiedergegeben. Die Werte der entsprechenden Regres-

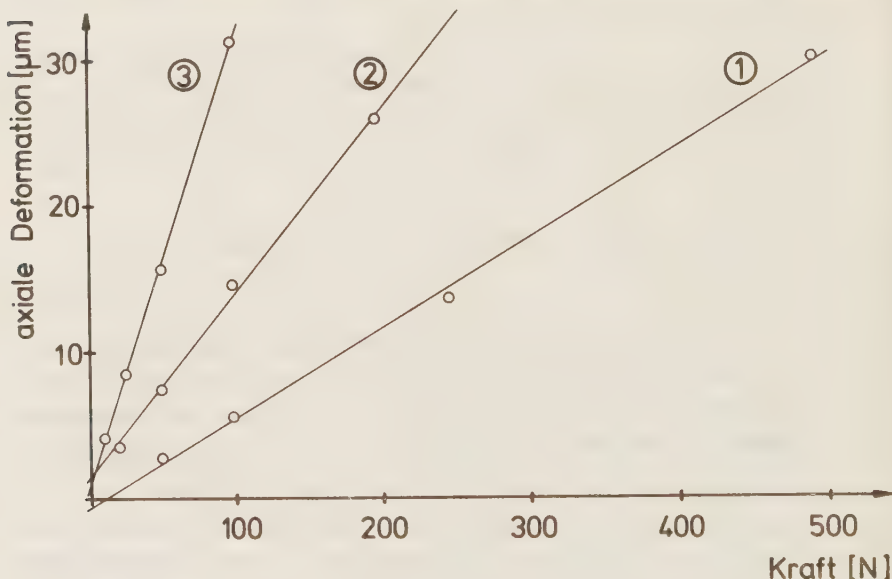


Abb.15 Kompression des Wirbelkörpers und der Mantelfläche

Die axiale Deformation ist in Abhängigkeit von der Kompressionskraft aufgetragen. Die Kurven 1 und 2 stellen die Belastung des intakten Wirbelkörpers dar; die Kraft wurde über die gesamte Deckplatte (Kurve 1) oder nur über die Randleiste eingeleitet (Kurve 2). Die Kurve 3 gibt die axiale Deformation des isolierten Mantels wieder.

sionsgeraden finden sich in Tab.1

Zur Berechnung der Steifigkeit des gesamten Wirbelkörpers benötigt man noch seine Höhe und seine Querschnittsfläche, die sich aber im Verlauf der Höhe ändert. Die Fläche auf der Deckplatte innerhalb des Randwulstes wurde aus der Abbildung des Wirbelkörpers planimetrisch zu $1\,360\text{ mm}^2$ bestimmt. Eingesetzt wurde aber die Fläche auf halber Höhe, also am Ort

Krafteinleitung	rel. Steif.	a_0	a_1	s_0	s_1	r^2
	$\times 10^{-3} \text{ N/mm}$	μm	$\times 10^{-2} \mu\text{m/N}$	μm	$\times 10^{-2} \mu\text{m/N}$	
① Gesamte Deckplatte	16,5	-0,7	6,1	0,7	0,2	1,00
② Randbelastung	8,1	1,4	12,6	0,6	0,5	1,00
③ Mantel allein	3,3	0,9	30,7	0,3	0,4	1,00
④ Gesamte Deckplatte (Speckle - Fotografie)	16,9	6,0	5,9	10,8	0,8	0,96

Regressionsgerade: $d = (a_1 \pm s_1) \times F + (a_0 \pm s_0)$

Die Kraft F wird in N eingesetzt ; die Deformation d ergibt sich in μm .

Tab.1 Relative Steifigkeiten und Regressionsgeraden zu Abb.15

Die relativen Steifigkeiten ergeben sich als reziproke Koeffizienten a_1 der Ausgleichsgeraden einer linearen Regression. Die Bedeutung der einzelnen Werte ist aus der allgemeinen Darstellung der Geraden in der Tabelle unten zu ersehen; r ist das Bestimmtheitsmaß.

des kleinsten Querschnitts, da sich unter diesem Querschnitt im Verlauf der gesamten Höhe des Wirbels spongiöser Knochen befindet; diese Fläche beträgt $1\,050 \text{ mm}^2$. Damit errechnet sich die Kompressionssteifigkeit des intakten Wirbelkörpers bei axialer Belastung zu

$$S_z = 470 \text{ N/mm}^2.$$

Die orientierende Kontrollmessung mit Hilfe der Speckle-Fotografie ergab einen Wert von

$$S_{z, Sp} = 460 \text{ N/mm}^2.$$

Der Fehler wird in beiden Fällen zu etwa 70 N/mm^2 angenommen. Er begründet sich neben dem Fehler des Regressionskoeffizienten (ca. 3%) zum größten Teil aus der Unsicherheit der zugrunde gelegten Fläche des Querschnittes.

Innerhalb der Meßgenauigkeit stimmen die Werte der beiden Methoden gut überein; allerdings erlaubt die Methode der Speckle-Fotografie wegen ihrer geringeren Empfindlichkeit, einen größeren Meßbereich zu überstreichen - nämlich bis zu 2 000 N im Gegensatz zu 500 N bei der Holographischen Interferometrie. Der Vergleich der beiden Ergebnisse ist zusammen mit dem Verformungsverhalten bei der Speckle-Fotografie in Abb. 16 dargestellt.

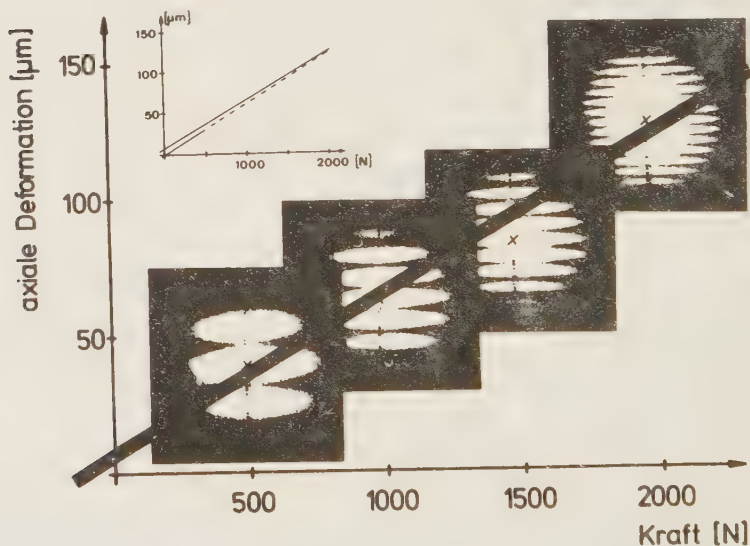


Abb.16 Lineares Deformationsverhalten des intakten Wirbelkörpers. Vergleich: Holografische Interferometrie - Speckle-Fotografie.

Im äußeren Achsenkreuz ist die axiale Deformation - gemessen mit der Speckle-Fotografie und repräsentiert durch die Youngschen Beugungsstreifen - gegen die Kompressionskraft aufgetragen. Die innere Figur zeigt den Vergleich der beiden Methoden (die obere Kurve zeigt die Ergebnisse der Speckle-Fotografie). Der gestrichelte Teil der unteren Kurve entspricht der Extrapolation über den Meßbereich der Holografischen Interferometrie hinaus.

Im folgenden sind die Ergebnisse von Messungen angegeben, bei denen die obere Matrix, also die Krafteinleitungsfläche, verändert wurde.

Belastet man den Randwulst der Deckplatte allein, so kann man annehmen, daß die Mantelfläche den Hauptteil der Kraft auf das untere Widerlager überträgt. Der spongiöse Anteil des Knochens trägt dabei nur dadurch zum Deformationsverhalten bei, daß er die radiale Auslenkung des Mantels beeinträchtigt, und, vermittelt durch die Starrheit der Deckplatte, in Nachbarbereichen des Randwulstes selbst komprimiert wird. Das Deformationsverhalten in diesem Fall ist durch die Kurve 2 in Abb.15 wiedergegeben. Auch hier folgt die Deformation linear der Kompressionskraft. Die relative Steifigkeit beträgt jetzt $8,1 \cdot 10^3$ N/mm, im Gegensatz zu $16,5 \cdot 10^3$ N/mm bei Belastung der gesamten Deckplatte.

Der übriggebliebene Zentralteil der oberen Matrix wurde noch weiter zerlegt in einen Ring und in ein kleines Zentrum. Es wurden folgende relative Steifigkeiten ermittelt:

Für den großen Zentralteil	$4,4 \cdot 10^3$ N/mm
für den Ring	$4,5 \cdot 10^3$ N/mm
für das kleine Zentrum	$3,6 \cdot 10^3$ N/mm.

Dabei ist aber zu berücksichtigen, daß die Kraft nicht allein unter der jeweiligen Pallakosfläche wirkt, sondern über die Deckplatte auch in gewissen Nachbarbereichen, deren Größe nicht genau angegeben werden kann. Dadurch wird es schwierig die Fehler der Messung zu beschreiben.

Aus obigem Grunde erscheint es nicht sinnvoll Kompressionssteifigkeiten zu bestimmen. Allerdings ist es möglich mit Hilfe der Kompressionssteifigkeit des intakten Wirbelkörpers die "funktionellen Flächen" zu berechnen und diese mit den tatsächlichen Flächen in Beziehung zu setzen. Dieser Vergleich taugt natürlich nur zur Orientierung, denn zum einen geht in die Steifigkeit des intakten Wirbelkörpers auch das Verhalten der Kortikalis ein und zum anderen ist die Steifigkeit der Spongiosa im Innern davon abhängig, ob Teile im Zentrum oder am Rand belastet werden (GOECKE (1928)).

Einleitungsfläche	tats. Fl. (mm ²)	funkt. Fl. (mm ²)
Gesamte Deckplatte	1 050	1 050
Randwulst	550	540
Großer Zentralteil	600	300
Ring	400	300
Kleiner Zentralteil	200	240

Aus den Differenzen zwischen tatsächlicher und funktioneller Fläche kann man grob auf die Reichweite der Krafteinleitung schließen.

Zur Ergänzung wurde der Mantel von der Spongiosa getrennt und allein komprimiert. Damit erfaßt man seinen Beitrag zur Kompressionssteifigkeit wenigstens in der Größenordnung. Kurve 3 in Abb.15 gibt das lineare Deformationsverhalten des Mantels im Vergleich zum intakten Wirbelkörper wieder. Die Werte der Regressionsgeraden finden sich in Tab.1; aus ihnen errechnet sich die relative Steifigkeit des isolierten Mantels zu

$$3,3 \cdot 10^3 \text{ N/mm.}$$

4.1.2 RADIALE DEFORMATIONEN

Nachdem bisher die Verformung des Wirbelkörpers in Richtung der Kompressionskraft beschrieben wurde, soll jetzt die radiale Verformung des Mantels bei axialer Kompression behandelt werden.

Die radiale Deformation erfolgt in der Mitte der vorderen Mantelfläche genau in Richtung des Empfindlichkeitsvektors; zur Seite hin ergeben sich kleine Abweichungen durch die Krümmung des Mantels. Lokal ist die Verformung als Rotation aufzufassen und somit gleichzeitig mit der Objektoberfläche fotografisch darstellbar (vgl. Abschn. 1.3.1).

Abbildung 17 zeigt die Verformung der Mantelfläche bei gleicher Vorlast und steigender Kompressionskraft. Die Einleitungsfläche war die gesamte Deckplatte, der Deformationszuwachs von Streifen zu Streifen beträgt genau $\lambda/2$. Ein Bild von der Linearität der Verformung und gleichzeitig von der Reproduzierbarkeit der Muster gibt die Abbildung 18; dabei wurde der Wirbelkörper bei steigender Vorlast immer mit der gleichen Kraft komprimiert. Die Aufnahmen entstanden im Abstand von ca. 2 Minuten.

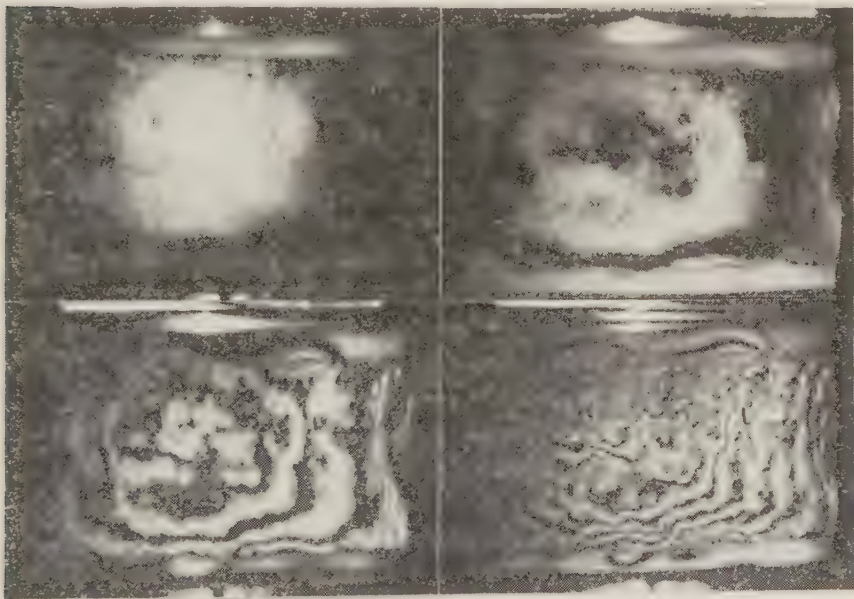


Abb.17 Radiale Deformation der Mantelfläche des intakten Wirbelkörpers bei steigender Kompressionskraft

Die Bilder zeigen die Mantelfläche direkt von vorn. Die axiale Kompressionskraft beträgt in der Reihenfolge links oben nach rechts unten 49 N, 98 N, 245 N und 490 N. Die Vorlast war in allen Fällen gleich 98 N. Der Deformationszuwachs von Streifen zu Streifen beträgt $\lambda/2$.

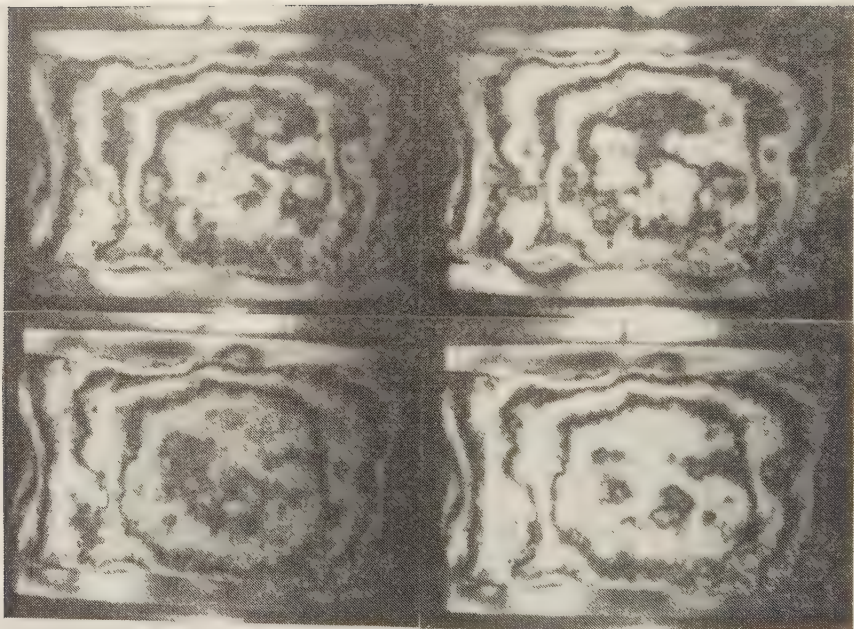


Abb.18 Reproduzierbarkeit der Deformationsmuster bei steigender Vorlast

Der intakte Wirbelkörper wurde wie in Abb.17 axial belastet, jedoch ist hier die Kompressionskraft jeweils gleich 245 N und die Vorlast nimmt von links oben nach rechts unten von 245 N auf 980 N zu.

Die radialen Deformationsmuster weisen zwischen verschiedenen Wirbelkörpern erhebliche Unterschiede auf; charakteristisch ist aber für alle, daß sich die Deformation im Bereich nahe den beiden Deckplatten schnell ändert und im Zentrum ein breites Maximum aufweist.

Die radiale Deformation hängt nicht nur von der Höhe, sondern auch von der Richtung senkrecht zur Achse des Wirbelkörpers ab. Ein charakteristisches Beispiel zeigt die Abbildung 19, in der die isolierte Mantelfläche aus verschiedenen Richtungen aufgenommen wurde; bei ihr stellt sich diese Richtungsabhängigkeit deutlicher dar als beim intakten

Wirbelkörper, da der Gegendruck durch die Spongiosa im Innern wegfällt.



Abb.19 Radiale Deformation der Mantelfläche aus verschiedenen Blickrichtungen

Das obere Bild zeigt die Mantelfläche direkt von vorn, die beiden mittleren aus 315° und 45° , die beiden unteren direkt von der Seite, also aus 270° und 90° . Die Kompressionskraft war in allen Fällen 49 N.

Blickt man von oben auf den Wirbel und trägt den Blickwinkel in mathematisch positivem Sinne auf, beginnend mit 0° genau vorne, so beobachtet man maximale Deformationen sowohl in Richtung 0° als auch senkrecht dazu bei 90° und 270° ; bei 45° und 315° zeigt die Deformation ein relatives Minimum. Das Muster bei 180° ist wenig aussagekräftig, da sich in diesem Bereich die Bogenansätze befinden und in der Mitte größere Blutgefäße ihre Eintrittsöffnungen haben.

Bei Belastung der gesamten Deckplatte ist die relative Steifigkeit in radialer Richtung

$$2,2 \cdot 10^5 \text{ N/mm};$$

wenn nur der Randbereich belastet wird, erniedrigt sich die Steifigkeit auf

$$1,4 \cdot 10^5 \text{ N/mm}.$$

Für die relative radiale Steifigkeit beim isolierten Mantel ergibt sich ein Wert von

$$0,25 \cdot 10^5 \text{ N/mm}.$$

4.1.3 BESTIMMUNG DES VORZEICHENS DER RADIALEN DEFORMATIONEN

In Abschnitt 1.3.2 wurde bereits darauf hingewiesen, daß das Vorzeichen des Deformationsvektors ohne zusätzliche Information aus dem Interferogramm nicht entnommen werden kann. Das Vorzeichen geht bei der Kodierung der Information im Hologramm dadurch verloren, daß nicht Amplituden sondern nur Intensitäten gespeichert werden können.

Als zusätzliche Information können bekannte Bewegungen des Objektes dienen oder Veränderungen der Aufnahmegeometrie. Beide Eingriffe verändern das Deformationsmuster vorzeichenempfindlich in charakteristischer Weise. Beide Methoden wurden herangezogen, um das Vorzeichen des Deformationsvektors zu bestimmen.

Beim intakten Wirbelkörper wurde der Beleuchtungsstrahl zwischen den beiden Aufnahmen um einen kleinen Winkel gedreht. Dies simuliert in seiner Wirkung auf das Deformationsmuster eine Kippung des Objektes (vgl. die Muster der folgenden Abb.20 mit den Mustern der Abb.3). Aus der Drehrichtung und der Richtung, in die das Deformationsmaximum auswandert, kann man direkt durch einfache geometrische Überlegungen auf das Vorzeichen schließen.

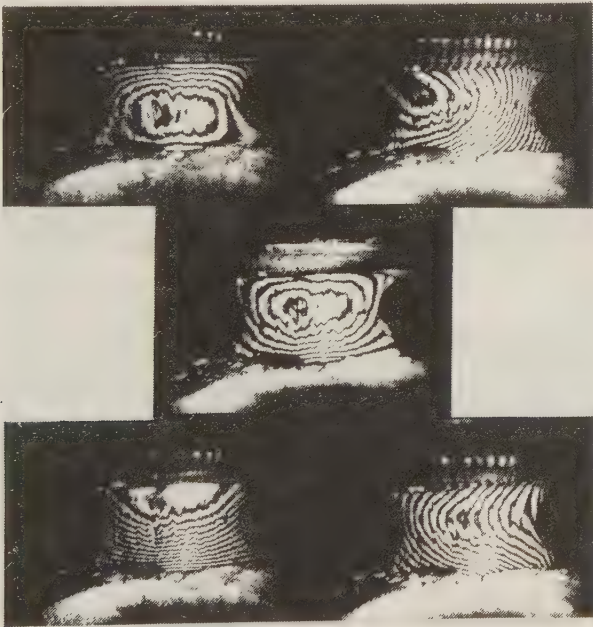


Abb.20 Bestimmung des Vorzeichens des Deformationsvektors durch Drehung des Beleuchtungsstrahls

Das mittlere Bild zeigt das reine Deformationsmuster ohne Kippung. In den vier anderen Interferogrammen wurde der Beleuchtungsstrahl zwischen den beiden Aufnahmen zusätzlich gekippt und zwar: links oben nach unten, links unten nach oben, rechts oben gegen den Uhrzeigersinn und rechts unten mit dem Uhrzeigersinn.

Mit der Drehung des Beleuchtungsstrahls dreht sich die Phasenfläche mit und simuliert eine Kippung des Objektes. Aus der Richtung, in die sich das Deformationsmaximum verschiebt, kann man darauf schließen, daß sich der Mantel nach innen deformiert hat.

Beim zweiten Verfahren wurde der isolierte Mantel axial komprimiert und gleichzeitig durch einen Zug nach innen verformt. Abbildung 21 zeigt die beiden aus den Einzelbelastungen resultierenden Muster im Vergleich mit der gleichzeitigen Belastung durch Kompression und Zug.

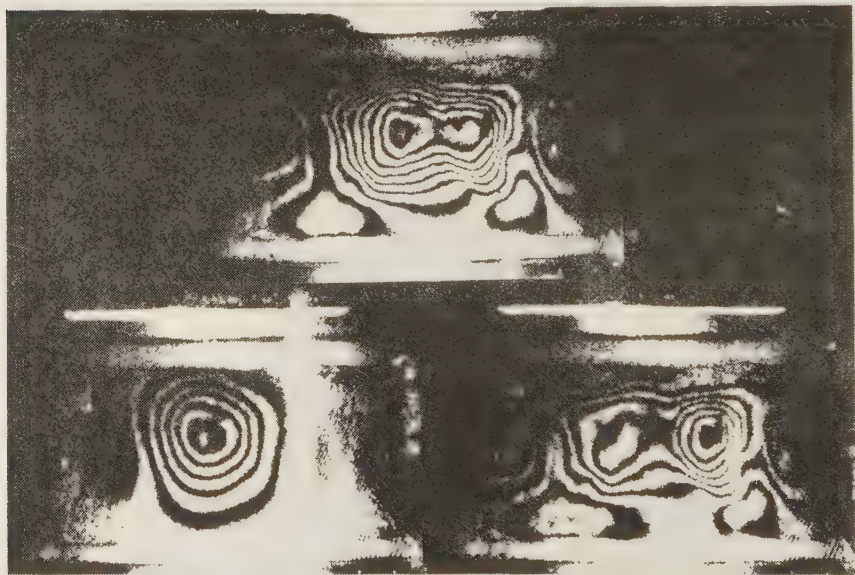


Abb.21 Bestimmung des Vorzeichens des Deformationsvektors durch Überlagerung einer bekannten Bewegung

Das obere Bild zeigt die Überlagerung einer axialen Kompression mit 24,5 N und eines Zuges nach innen mit 0,5 N. Die beiden Bilder darunter zeigen die Einzelbelastungen, links die Verformung durch einen Zug und rechts die Verformung durch eine Kompression.

In Abbildung 22 wurde die Manteldeformation entlang einer horizontalen Linie ausgewertet, die die beiden Maxima verbindet. Die näherungsweise Additivität beweist, daß sich auch der isolierte Mantel nach innen verformt. Die Kompressionskraft betrug 24,5 N, gezogen wurde mit 0,5 N.

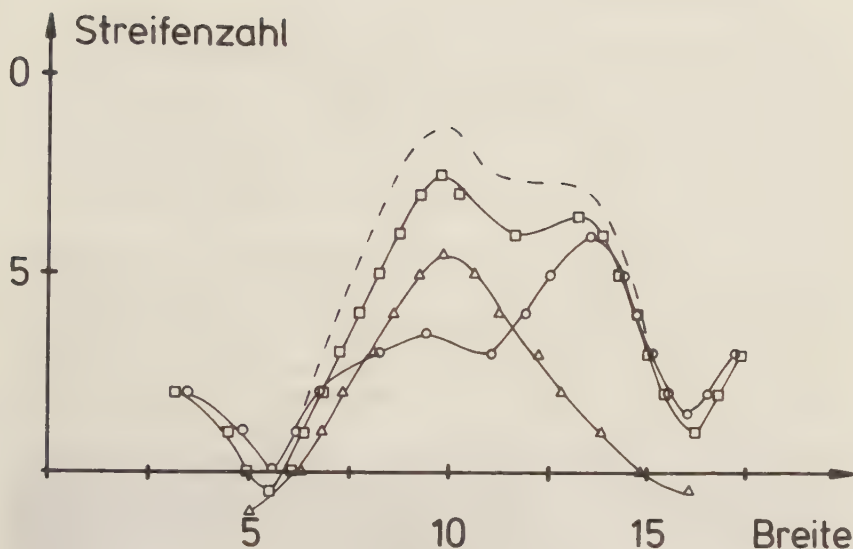


Abb. 22 Quantitative Auswertung der Verformungen in Abb. 21

Die Mantelfläche wurde zuerst axial belastet (o), dann nach innen gezogen (Δ). Die Kombination beider Belastungen (□) zeigt im Vergleich zur numerischen Addition (---), daß sich beide Verformungen nahezu addieren. Die Verformung durch die axiale Kompression erfolgt also nach innen.

Die relative Steifigkeit gegenüber radialem Zug ermittelt sich für den isolierten Mantel zu

$$1,1 \cdot 10^3 \text{ N/mm.}$$

Der direkte Vergleich der Größenordnungen ergibt, daß ein Kompressionsdruck von 1 N einen Druck von 0,02 N des Mantels nach innen gegen die Spongiosa erzeugt. Über die Bestätigung dieses Vergleichs und seine Sinnhaftigkeit wird im Kapitel 5 ausführlicher berichtet.

4.1.4 LATERALE DEFORMATIONEN

Mit der Holo-Moiré-Technik (optischer Aufbau nach Abschn. 2.2.2, Abb.10) wurde die laterale Deformation der vorderen Mantelfläche bildlich dargestellt; lateral heißt in horizontaler Richtung senkrecht zur Beobachtungsrichtung. Damit sind jetzt alle drei Komponenten des Deformationsvektors dargestellt oder vermessen.

Das Deformationsmuster ist in Abbildung 23 für steigende Deformationskräfte dargestellt. Die Orte gleicher Auslenkung sind zu erkennen am Verschwinden des hochfrequenten Trägermusters; an diesen Stellen ist nur noch das Speckle-Muster zu sehen. Die Auslenkung nimmt von "Streifen zu Streifen" etwa um $\lambda/2$ entsprechend $0,32 \mu\text{m}$.

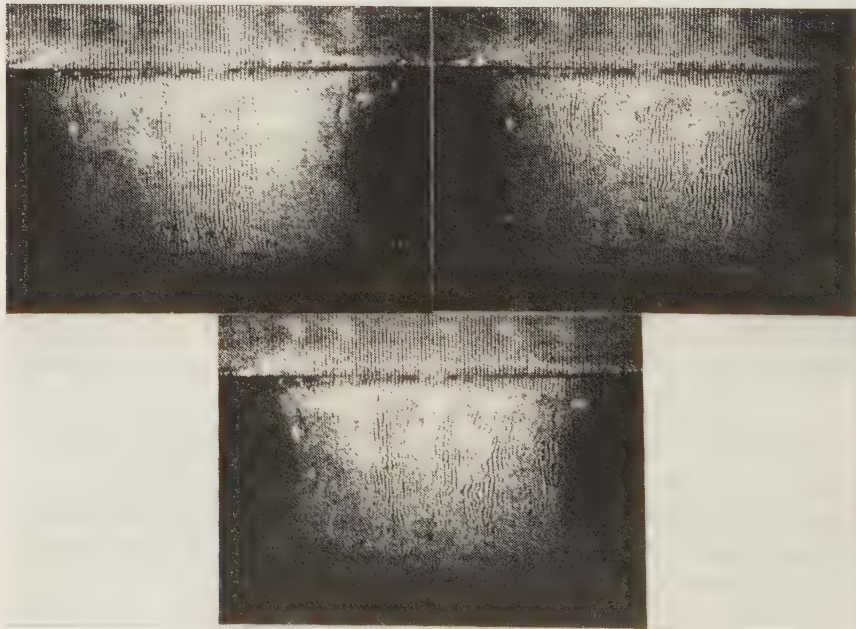


Abb.23 Laterale Deformation der vorderen Mantelfläche

Die axialen Kompressionskräfte betragen 147 N, 294 N und 589 N. Die Orte gleicher Auslenkung sind am Verschwinden des hochfrequenten Trägermusters zu erkennen.

Die Sichtbarkeit der Muster könnte durch eine optische Tiefpaßfilterung verbessert werden doch wurde hier darauf verzichtet, da das Deformationsverhalten in lateraler Richtung nur qualitativ veranschaulicht werden sollte.

4.2 ELASTISCHE EIGENSCHAFTEN DER WIRBELKÖRPERSPONGIOSA

Auf ausführliche Linearitätsprüfungen über einen größeren Bereich wurde verzichtet, da die Bruchfestigkeit der speziellen Proben nicht im voraus bekannt ist. Eine zu weite Ausdehnung des Meßbereiches würde die Gefahr vergrößern, daß im Innern Mikrobrüche auftreten, die das elastische Verhalten verändern, aber nicht erkannt werden können. Deshalb wurden die Proben nur soweit belastet, daß die Interferogramme gerade gut auswertbar waren, die Kräfte aber deutlich unterhalb der Bruchgrenze blieben (vgl. Abschn. 4.2.4). Zur Konsolidierung der Meßergebnisse wurde dafür bei diesen Werten häufiger gemessen.

Die geometrischen Abmessungen der einzelnen Quader sind in der folgenden Tabelle 2 zusammengefaßt.

	Quader 1	Quader 2	Quader 3	Quader 4
Länge	x: 13,9	x: 13,8	z: 8,5	x: 13,9
Breite	y: 16,1	y: 7,8	y: 16,1	z: 9,0
Höhe	z: 22,3	z: 21,2	x: 13,9	y: 16,0

Tab.2 Geometrische Abmessungen der Spongiosaquader

Länge, Breite und Höhe beziehen sich auf die Orientierung im Versuchsaufbau und sind in mm angegeben; x, y und z beziehen sich auf die Lage der Achsen im intakten Wirbelkörper.

4.2.1 KOMPRESSIONSSTEIFIGKEITEN

Aus dem Spongiosaanteil des Wirbelkörpers wurden die beiden Quader 1 und 2 ausgesägt; sie sind im Versuchsaufbau genauso orientiert wie vorher im Wirbelkörper.

Mit den Kompressionskräften 24,5 N und 49 N für Quader 1 und mit 9,8 N und 24,5 N für Quader 2 wurde eine mittlere relative Steifigkeit von

$$5,8 \cdot 10^3 \text{ N/mm für Quader 1}$$

und von $3,2 \cdot 10^3 \text{ N/mm für Quader 2}$

gefunden. Zusammen mit den geometrischen Abmessungen errechnen sich daraus die Werte für die axiale Kompressionssteifigkeit von

$$S_{zz} = 613 \pm 23 \text{ N/mm}^2 \text{ für Quader 1}$$

und $S_{zz} = 625 \pm 42 \text{ N/mm}^2 \text{ für Quader 2}$

Beide Quader weisen also die gleiche Steifigkeit auf.

Die Steifigkeiten in den beiden anderen Richtungen x und y wurden an den Quadern 3 und 4 gemessen. Die Kompressionskraft war jeweils 4,9 N und 9,8 N. Aus den relativen Steifigkeiten

$$1,8 \cdot 10^3 \text{ N/mm für Quader 3}$$

und von $1,4 \cdot 10^3 \text{ N/mm für Quader 4}$

ergeben sich die Kompressionssteifigkeiten zu

$$S_{xx} = 182 \pm 6 \text{ N/mm}^2 \text{ bei Quader 3}$$

und $S_{yy} = 175 \pm 9 \text{ N/mm}^2 \text{ bei Quader 4.}$

Innerhalb der Meßgenauigkeiten stimmen auch diese Steifigkeiten überein, sie sind in Abbildung 24 zusammengefaßt und in der richtigen Orientierung dargestellt.

Eine Deformation senkrecht zur Kompressionskraft konnte nicht gemessen werden. Abbildung 25 zeigt das Beispiel einer Rekonstruktion eines Quaders, der mit ca. 50 N belastet wurde. In dieser Darstellung sollte sich eine Verformung in Beobachtungsrichtung in Form von Interferenzstreifen äußern.

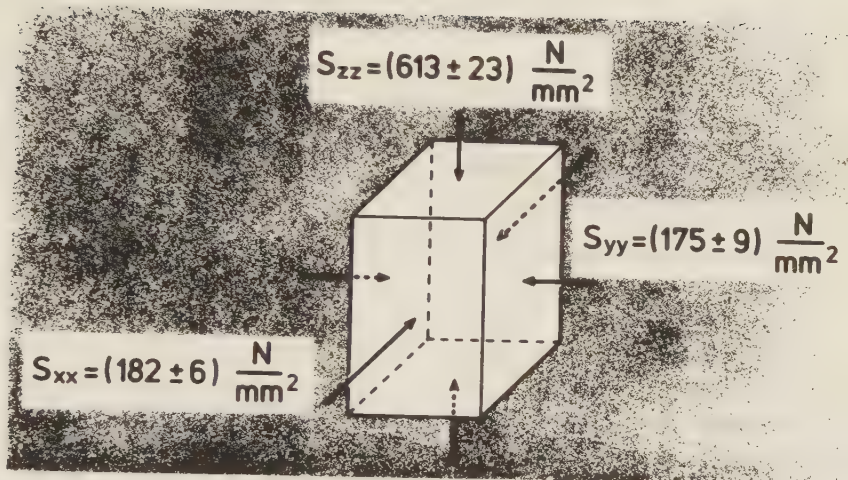


Abb.24 Kompressionssteifigkeiten der Spongiosa eines Wirbelkörpers



Abb.25 Deformationsmuster eines Spongiosaquaders bei axialer Kompression mit 49 N.

Das Muster deutet im oberen Teil auf eine Verbiegung in Beobachtungsrichtung hin; insgesamt ist es aber zu inhomogen um es sinnvoll auswerten zu können.

Die sichtbaren Muster waren jedoch so inhomogen, daß es nicht sinnvoll war, daraus Werte für die Perme außerhalb der Diagonalen des Steifigkeitstensors zu bestimmen. Das wird verständlich, wenn man davon ausgeht, daß wegen der hohen Schlankheitsgrade der einzelnen Trabekel und deren enger Vermaschung ein Seitenschub innerhalb des Gitterwerks relativ rasch aufgefangen wird.

Eine Poisson-Zahl ist aus diesem Grunde nicht angegeben.

4.2.2 SCHERSTEIFIGKEITEN

Insgesamt wurden sechs verschiedene Schersteifigkeiten S_{ij} bestimmt, i gibt die Orientierung des Quaders und j die Richtung der Scherkraft an. Die Steifigkeiten wurden mit Zugkräften von 0,2 N bis 2,5 N ermittelt; die Scherspannungen an der Einleitungsfläche lagen im Bereich von 2,9 bis zu $9,1 \cdot 10^{-3} \text{ N/mm}^2$ und erzeugten Scherwinkel von 1,1 bis $2,8 \cdot 10^{-4}$ rad.

Aus diesen Werten wurden entsprechend Abschn. 3.3.2 die Schersteifigkeiten berechnet, die in Tabelle 3 angegeben sind.

Quader	Schersteifigkeit ($\text{N/mm}^2 \pm \text{m.qu.F.}$)	Flächenmoment (mm^4)
Nr.1	$S_{zx} = 78 \pm 5$	3 603
	$S_{zy} = 74 \pm 3$	4 834
Nr.2	$S_{zx} = 79 \pm 3$	1 586
	$S_{zy} = 81 \pm 2$	463
Nr.3	$S_{xy} = 44 \pm 4$	2 925
	$S_{xz} = 45 \pm 3$	928
Nr.4	$S_{yx} = 63 \pm 3$	1 908
	$S_{yz} = 53 \pm 1$	854

Tab.3 Schersteifigkeiten der Spongiosa eines Wirbelkörpers

Die angegebenen Fehler sind die mittleren quadratischen Fehler der optischen Messungen. Dazu addieren sich noch die Fehler der geometrischen Abmessungen.

4.2.3 TORSIONSSTEIFIGKEITEN

Obwohl die Steifigkeiten aus Torsionsmessungen Schersteifigkeiten sind, werden sie getrennt behandelt, da die analytische Beschreibung des Torsionsverhaltens anisotroper Körper so schwierig ist, daß die Literatur (z.B. LEKHNITSKII (1963)) nur den Fall behandelt, daß ein orthotroper Körper um seine ausgezeichnete Achse tordiert wird. Dieser Fall geht von der Voraussetzung aus, daß im Innern ebene Spannungszustände herrschen, was bei der Torsion um andere Achsen nicht ohne weiteres gilt. Aus diesem Grund werden die Ergebnisse für die Torsion um die x- und die y-Achse nur der Vollständigkeit halber angegeben, da ihr Aussagewert nicht beurteilt werden kann.

Die Abbildung 26 zeigt am Beispiel des Quaders 2 für verschiedene Drehmomente die Abhängigkeit des Drehwinkels vom Abstand von der Basis des Quaders. Die Berechtigung der Annahme der Homogenität und der Linearität wird sowohl vom Verlauf des Drehwinkels als auch vom linearen Zusammenhang von Torsionswinkel und Drehmoment gestützt, wie er für die

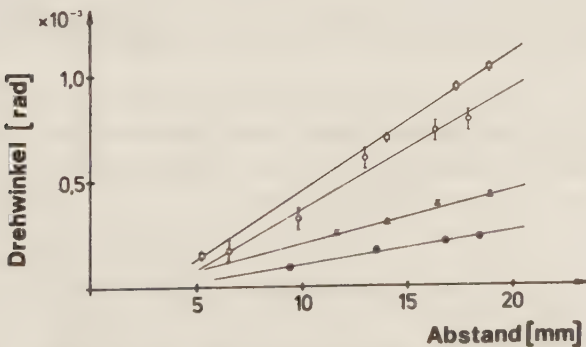


Abb.26 Abhängigkeit des Drehwinkels vom Abstand von der Basis

Am Beispiel des Quaders 2 ist für verschiedene Drehmomente (von unten nach oben: 1,8 Nmm, 3,6 Nmm, 7,2 Nmm und 9 Nmm) die Abhängigkeit des Drehwinkels vom Abstand von der Basis dargestellt; der Drehwinkel ist in Einheiten von 10^{-3} rad angegeben.

vier Quader in Abbildung 27 dargestellt ist.

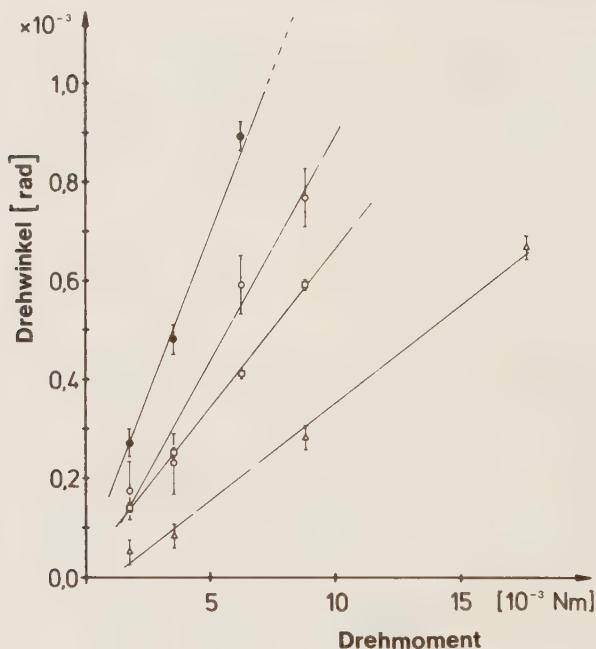


Abb.27 Abhängigkeit des Torsionswinkels vom Drehmoment

Die Abbildung zeigt die Abhängigkeit des Torsionswinkels vom jeweils wirkenden Drehmoment zum Nachweis der linearen Deformation. Die Kurven bezeichnen von oben nach unten die Quader 2, 3, 4 und 1.

In Tabelle 4 sind die Steifigkeiten angegeben, die aus den Werten der Regressionsgeraden der Abb.27 und den jeweiligen Torsionskonstanten, die der Anschaulichkeit halber mit angegeben sind, errechnet wurden.

Quader	Steifigkeit (N/mm ² ± m.qu.F.)	Torsionskonstante (mm ⁴)
Nr.1	95 ± 9	6 380
Nr.2	98 ± 5	1 620
Nr.3	73 ± 13	2 400
Nr.4	109 ± 11	2 260

Tab.4 Steifigkeiten aus den Torsionsmessungen

Die Fehler bezeichnen wieder die Schwankungen der optischen Messungen. Die Gesamtfehler folgen Abschn 3.4.2.

Der Vergleich der Steifigkeiten der beiden Quader 1 und 2 zeigt, daß die Normierung auf die geometrischen Abmessungen nach der Theorie der homogenen Körper sinnvoll ist; trotz erheblicher Unterschiede der Torsionskonstanten stimmen die Steifigkeiten sehr gut überein. Weiterhin ist hervorzuheben, daß die Steifigkeiten aus Torsion und Scherung innerhalb der Fehlergrenzen für die Richtigkeit - vgl. Abschn. 3.4.2 - übereinstimmen, wie von der Theorie elastischer Körper gefordert wird (Abb.28).

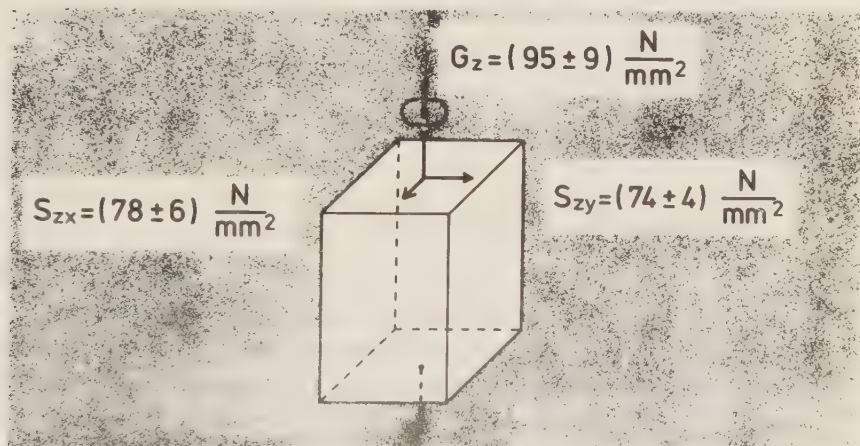


Abb.28 Vergleich der Steifigkeiten aus Torsion und Scherung
Die Werte für die horizontalen Schersteifigkeiten S_{zx} und S_{zy} wurden in Scherversuchen an Quader 1 gewonnen, G_z am selben Quader bei Torsion um eine Achse senkrecht zu den Scherriichtungen.

4.2.4 BRUCHFESTIGKEIT IN AXIALER RICHTUNG

Quader 2 war am Ende der elastischen Verformungen noch unversehrt, so daß für ihn die quasistatische Bruchlast ermittelt werden konnte. Die axiale Kompressionskraft wurde um ca. 10 N pro Sekunde vergrößert bis der Quader schließlich bei einer Last von 598 N brach.

5 DISKUSSION

In diesem Kapitel werden zuerst die Ergebnisse bewertet, die an den Spongiosaprobe allein gewonnen wurden. Dabei wird der Zusammenhang hergestellt zwischen der Annahme, die Spongiosa sei homogen, und ihrem tatsächlichen Aufbau. Auf die Berechtigung dieser Annahme wird noch einmal eingegangen.

Mit Hilfe der in dieser Arbeit gewonnenen Aussagen über die elastischen Eigenschaften wird dann versucht, das Verhalten der Spongiosa bei Bruchbelastungen zu interpretieren.

Im zweiten Teil sollen die Daten aus den Kompressionsbelastungen des intakten Wirbelkörpers mit den elastischen Eigenschaften der Spongiosa erklärt werden. Dabei wird die Rolle der einzelnen Strukturen des Wirbelkörpers untersucht.

5.1 EIGENSCHAFTEN DER SPONGIOSA

Die Spongiosa erweist sich als wesentlich anisotrop gegenüber Kompressionsbelastungen. Die Steifigkeit in axialer Richtung ist mehr als dreimal so hoch wie in den beiden Richtungen senkrecht dazu, die ihrerseits innerhalb der Meßgenauigkeit übereinstimmen.

Dieses Ergebnis ist plausibel aufgrund der Trabekelstruktur (DERLATH (1958)) und den Ergebnissen der Ortsfrequenzanalyse in Abschnitt 6.2, die schon im Aufbau eine vergleichbare Symmetrie zeigte. Der Befund stützt die Sinnhaftigkeit des Spongiosamodells von BELL et al., das ein rechtwinkliges Gitterwerk aus vertikalen Säulen mit seitlichen Verstrebungen postuliert.

PLAUE (1974) hat gezeigt, daß es sich beim Bruch unter axialer Belastung um Knickbrüche einzelner Trabekel handelt, die nach den Eulerschen Formeln beschrieben werden können, und nicht um Scherbrüche, die nach der Theorie kurzer, dicker Säulen zu beschreiben wären. Danach ist es sinnvoll, mit den Eulerschen Formeln die seitliche Ausbiegung bei der

Grenzlast zu berechnen. Idealisiert sind diese Deformationen im folgenden kurz beschrieben, um ein Bild von der Größenordnung zu geben. Die Betrachtung stützt sich auf die Bestimmung der Bruchlast von Quader 2, sowie dessen Kompressionssteifigkeit in axialer Richtung. Dabei ist zu beachten, daß die Bruchlast etwa 50 mal größer ist als die Kräfte, mit denen die elastischen Konstanten bestimmt wurden.

Bei einem mittleren Abstand der seitlichen Verstrebungen von etwa 2 mm beträgt die Verkürzung in diesem Intervall etwa 22 µm und damit die seitliche Auslenkung ca. 130 µm. Der Einfachheit halber ist die Ausbiegung durch einen Kreissektor angenähert; in Wirklichkeit handelt es sich eher um Kurven mindestens dritten Grades, für die aber der Betrag der seitlichen Auslenkung aus der Intervallgröße und deren Verkürzung nur noch numerisch aufwendig zu errechnen wäre. Darauf ist verzichtet worden, da ja nur eine Veranschaulichung gegeben werden soll; die Ausbeulung wird tatsächlich größer, aber auf einen kleineren Bereich beschränkt sein.

Eine weitere Bestätigung für das Modell als auch für die Anwendbarkeit der Eulerschen Formeln folgt, wenn man aus der kritischen Last T_{kr} , dem E-Modul des kompakten Knochens E, der Höhe der Probe H, der Anzahl n der senkrechten Säulen und der Anzahl m der seitlichen Verstrebungen den Radius r der einzelnen vertikalen Trabekel nach der Formel (z.B. TIMOSHENKO und GOODIER (1970)) berechnet

$$r = \left(\frac{T_{kr} \cdot H^2}{\pi^2 \cdot n^2 \cdot m \cdot E} \right)^{1/4}.$$

Für die Bruchlast von 598 N errechnet sich bei Annahme der Daten für Quader 2 ein Radius von $r = 0,1$ mm, der gut mit den Werten übereinstimmt, die DERLATH mikroskopisch gemessen hat.

Außerdem bestätigt die Anisotropie der Kompressionssteifigkeiten qualitativ die Hypothese der funktionellen Anpassung der Knochenarchitektur an die Belastungen, denen der Knochen physiologischerweise ausgesetzt ist (WOLF (1871), SCHLÜTER

(1965), KUMMER (1966) und FROST (1967)). Die größte Last, nämlich das Körpergewicht, wird in axialer Richtung übertragen. In dieser Richtung ist die Steifigkeit über dreimal so hoch wie in den Richtungen senkrecht dazu. Ein ähnliches Verhältnis wurde für die Bruchbelastungen gefunden; die absoluten Werte sind in Übereinstimmung mit vergleichbaren Messungen von GALANTE et al.; sie liegen an der oberen Grenze des Bereichs, der von ihnen angegeben wurde, was sich auch für die elastischen Konstanten des intakten Wirbelkörpers zeigen wird.

Die radialen Steifigkeiten erklären sich aus der Aufgabe der entsprechenden Trabekel, die die Seitenkräfte und den Druck der Kortikalis nach innen bei axialer Belastung auffangen. Dies wird im nächsten Abschnitt durch eine Vergleichsrechnung noch plausibel gemacht.

Hinweise für eine Winkelabhängigkeit finden sich nur bei Bruchfestigkeitsmessungen an Spongiosaquadern, bei denen die Kompressionskraft gegen die Achse des Wirbelkörpers um bis zu 30° geneigt war (PLAUE und RÖSLER (1972)). Diese Resultate lassen sich durch die hier gemessenen elastischen Konstanten besser verstehen. Man teilt wie üblich die Kompressionskraft in zwei Komponenten, wobei eine eine reine Kompression bewirkt und die andere eine reine Scherung.

Für Quader 2 wurde die Bruchlast zu 598 N bestimmt, woraus sich die Grenzverformung zu $190\text{ }\mu\text{m}$ berechnete. Nach PLAUE und RÖSLER reduziert sich die Bruchlast bei einem Neigungswinkel von 20° auf 63% und bei 30° auf 46%, während sich bei dem Anfangswert von 10° innerhalb der Meßgenauigkeit noch keine Veränderung gegenüber der streng axialen Belastung ermittel ließ. Tabelle 5 zeigt, wie sich die Bruchlasten bei Quader 2 auf die beiden Komponenten verteilen und zu welchen Deformationen sie aufgrund der elastischen Konstanten führen.

Um eine glatte Kurve an die gegebenen Daten anzupassen, genügt es anzunehmen, daß sich die Bruchlasten für die Nei-

Winkel ($^{\circ}$)	Bruchlast (N)	Kompressions-		Schierungs-	
		last (N)	deform. (μm)	last (N)	deform. (μm)
0	598	598	190	0	0
10	598	589	188	104	256
20	377	354	114	129	318
30	275	238	76	138	340

Tab.5 Schiefe Kompressionsbelastung eines Spongiosaquaders
Für die Neigungswinkel vom 0° bis 30° gegen die Achse des Wirbelkörpers ist die Bruchlast in eine Kompressionskomponente und eine Scherungskomponente zerlegt und mit den entsprechenden Steifigkeiten die daraus folgenden Deformationen ausgerechnet.

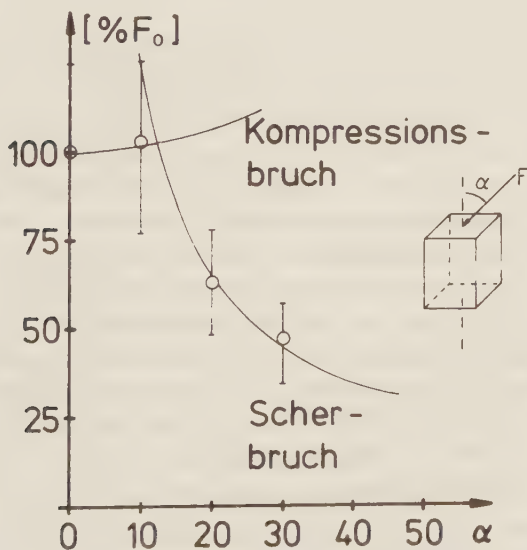


Abb.29 Hypothese über den Bruchmechanismus von Wirbelspongiosa
Nimmt man an, daß bis zu Neigungswinkeln von etwa 10° die Festigkeit von Wirbelspongiosa durch einen Kompressionsbruch und für größere Winkel durch einen Scherbruch begrenzt ist, lassen sich experimentelle Bruchdaten (o nach PLAUE und RÖSLER (1972)) durch eine glatte Kurve gut anpassen.

Neigungswinkel 0° und 10° durch einen Kompressionsbruch ergeben und bei 20° und 30° durch einen Scherbruch. Daraus folgt, daß die Grenzverformungen für den Scherbruch ca. 1,75 mal so groß

sind wie für einen Kompressionsbruch, was aus der Architektur der Spongiosa verständlich ist; die Anpassung zeigt Abbildung 29.

Diese Beschreibung des Bruchverhaltens zeigt die funktionelle Anpassung der Spongiosaarchitektur noch augenscheinlicher als die Anisotropie der Kompressionssteifigkeiten. Bereits kleine Neigungen der Kompressionskraft gegen die Achse des Wirbelkörpers reduzieren die Tragfähigkeit der Spongiosa wesentlich. Beim intakten Wirbelkörper wird die Bruchlast bei geneigter Richtung der Kraft sicher nicht so stark von der Richtung abhängen, da ein Teil der Scherkomponente vom kompakten Rahmen aus Deckplatten und Kortikalis aufgefangen werden kann.

Die Anisotropie der Schersteifigkeiten ist deutlich geringer als die der Kompressionssteifigkeiten. Dies wird verständlich, wenn man sich den trabekulären Aufbau näher betrachtet. Die Spongiosa als Modell idealisiert ist je nach Orientierung aus Rechtecken mit dickeren (vertikalen) und dünneren (horizontalen) Trabekeln aufgebaut, die bei der Scherung in Parallelogramme übergeführt werden. Die Eigenschaften dabei werden also im wesentlichen von den dünneren Trabekeln bestimmt, die an allen solchen Rechtecken zumindest mit zwei Seiten beteiligt sind. So müssen die Unterschiede im Ergebnis kleiner werden als bei den Kompressionsversuchen, wo ja in der axialen Richtung nur die stärkeren Trabekel allein und in den Richtungen senkrecht dazu nur die schwächeren allein belastet werden.

Im Einklang mit der Symmetrie sowohl aus der Ortsfrequenzanalyse als auch aus den Kompressionsmessungen stimmen die Schersteifigkeiten in beiden Richtungen senkrecht zur Achse überein und sind deutlich größer als die in allen anderen Richtungen oder Orientierungen. Die Unterschiede innerhalb der übrigen Orientierungen müssen mit strukturellen Unterschieden der Quader 3 und 4 erklärt werden, die ja den beiden Hälften des Quaders 1 entsprechen und zwar nahe beieinander liegen, aber doch aus verschiedenen Bereichen stammen;

wichtig ist hierbei die Nähe zum Rand. Angesichts dieser Tatsache sind die Übereinstimmungen noch befriedigend. Offensichtlich scheinen die Schersteifigkeiten deutlicher vom Ort abzuhängen als die Kompressionssteifigkeiten.

Die Schersteifigkeiten, die aus den Torsionsmessungen der Quader 1 und 2 gewonnen wurden, stimmen gut mit den Werten aus den kombinierten Scher-Biege-Versuchen überein, wenn man sich die Probleme bei der Normierung auf die geometrischen Abmessungen in Erinnerung ruft, die in Abschn. 3.4.2 besprochen worden sind.

Aus den obigen Erklärungen wird deutlich, daß zur Erklärung der Ergebnisse immer wieder auf den tatsächlichen diskreten Aufbau der Spongiosa aus Trabekeln zurückgegangen werden muß. Zur quantitativen Beschreibung reichten jedoch die Methoden der Theorie homogener Körper ebenso wie zur Ankopplung des elastischen Verhaltens an das Bruchverhalten völlig aus.

Die Methode der Finiten Elemente könnte vielleicht mit Hilfe aufwendiger Rechenprogramme (Programm SAP IV der Berkeley University, Calif. oder HAKIM und KING (1978)) aus den Messungen umfangreichere Ergebnisse extrahieren jedoch macht die Konsistenz der hier vorgelegten Ergebnisse wahrscheinlich, daß die Verbesserungen der Ergebnisse kleiner wären als die Meßungenauigkeit der Eingangsdaten.

5.2 EIGENSCHAFTEN DES INTAKTEN WIRBELKÖRPERS

Die elastischen Eigenschaften des intakten Wirbelkörpers bei Kompression sind wesentlich bestimmt durch die Eigenschaften der Spongiosa im Innern. Allerdings ist für deren Ausprägung die Funktion der begrenzenden Anteile, also der Kortikalis und der Deckplatten, von Bedeutung.

Für den intakten Wirbelkörper wurde bei axialer Belastung der gesamten Deckplatte eine Kompressionssteifigkeit von $S_{zz} = 470 \text{ N/mm}^2$ gefunden. Dieser Wert ist um etwa 25%

niedriger als die Kompressionssteifigkeit der Spongiosa allein. Der Grund dafür ist darin zu suchen, daß die Architektur der Trabekel im Innern nicht einheitlich ist, sondern vom Ort abhängt; in den Randbereichen ist die Modellannahme von BELL et al. nicht mehr gut erfüllt, weder in der Verteilung der Dicken der Trabekel noch in deren Orientierung. In der Nähe der Kotikalis sind die Trabekel so angeordnet, daß sie stets senkrecht auf sie auftreffen. Die Spannungen werden auf diese Weise homogener übertragen und zwar sowohl bei Verformungen des Mantels als auch bei der Stabilisierung des Spongiosagitterwerks. Die Proben stammen etwa aus der Mitte der beiden Hälften, die Bereiche genau in der Mitte des Wirbelkörpers werden so nicht erfaßt. In diesen Bereichen treten von hinten die großen Blutgefäße ein und aus und setzen über Störungen der Architektur die Steifigkeit herab.

Weiter konnte die Fläche des Querschnitts ja nur abgeschätzt werden. Setzt man die Kompressionssteifigkeit der Spongiosa in die Ergebnisse des intakten Wirbelkörpers ein, so ergäbe sich eine funktionelle Fläche von ca. 800 mm^2 . Diese Größe hat allerdings eher beschreibenden Charakter, ein geometrisches Korrelat bietet sich nicht unmittelbar an. Ausserdem waren die Spongiosaproben niedriger als der Wirbelkörper selbst. Die Randbedingungen sind zwar in beiden Fällen vergleichbar, haben aber bei den Spongiosaquadrern in Bezug auf die Höhe eventuell eine größere Reichweite und stabilisieren die Quader so besser; im äußeren Deformationsmuster wurde dafür allerdings kein Anhaltspunkt gefunden.

Insgesamt unterstützen sich die beiden Ergebnisse für die Spongiosa und den intakten Wirbelkörper im Hinblick auf ihre Richtigkeit.

ROCKOFF et al. (1969) gaben den Anteil der Spongiosa an der Festigkeit des gesamten Wirbelkörpers mit etwa 40 bis 60% an. Ihr Maß für die Festigkeit war dabei die Kraft, bei der der Kraft-Weg-Graph vom linearen Verlauf abzuweichen begann. Zuerst wurden die Festigkeiten der intakten Wirbelkörper gemessen, dann in zwei Gruppen einmal die gesamte Kor-

tikalıs entfernt und zum anderen die Kontinuität der vertikalen Trabekel durch einen horizontalen Schnitt im Innern zerstört. Die Mittelwerte der beiden Ensembles lieferten das obige Ergebnis.

Dieses Ergebnis konnte in dieser Arbeit nicht bestätigt werden, wenn die relativen Steifigkeiten des Wirbelkörpers bei Belastung der gesamten Deckfläche und bei Belastung nur des Randbereiches verglichen werden. Leitet man die Kompressionskraft über den Randwulst ein, so erniedrigt sich die relative Steifigkeit von $16,5 \cdot 10^3$ N/mm auf $8,1 \cdot 10^3$ N/mm, also um etwa 50%. Dabei ist allerdings zu bedenken, daß ja noch die Spongiosa zur Steifigkeit beiträgt, indem sie den Mantel gegen Verbiegung nach innen abstützt, wie dies auch bei den Präparationen von ROCKOFF et al der Fall war. Dieses Ergebnis schon als Anteil der Kortikalıs an der Festigkeit des intakten Wirbelkörpers zu bezeichnen, ist sicher nicht richtig.

Beseitigt man nämlich unter Eröffnung des Wirbelkörpers alle spongiösen Anteile, so erniedrigt sich die Steifigkeit auf $3,3 \cdot 10^3$ N/mm, was einem Beitrag des Mantels von nur noch 20% entspricht. Die Deckplatte wurde dabei durch Palakos ersetzt, damit die gleichen Randbedingungen erhalten blieben. Die holografische Interferometrie zeigt deutlich, daß das Muster der radialen Deformationen wesentlich davon abhing, ob und wieviel Spongiosarestes noch am Mantel verblieben waren. Die Vorteile der holographischen Interferometrie werden an diesem Beispiel deutlich. Die Präparationstechnik, die von ROCKOFF et al. gewählt wurde, ist also für diese Fragestellung sicher zu einfach.

Ebenso wichtig für das Verständnis der Funktion der einzelnen Anteile des Wirbelkörpers ist die Messung der radialen Deformation der Kortikalıs bei axialer Belastung.

Komprimiert man den intakten Wirbelkörper, so beobachtet man eine radiale Deformation des Mantels im Zentrum entsprechend einer relativen radialen Steifigkeit von $2,2 \cdot 10^5$ N/mm. Von vorneherien wären dafür zwei Ursachen denkbar gewesen: eine Deformation der Spongiosa nach außen gegen den Mantel

und eine Verbiegung des Mantels nach innen gegen die laterale Kompressionssteifigkeit der Spongiosa.

Die erste Möglichkeit konnte durch Bestimmung des Vorzeichens der radialen Deformation des Mantels ebenso ausgeschlossen werden wie durch das Fehlen einer radialen Deformation der Spongiosaquader (vgl. Abschn. 4.1.3 und 4.2.1). Bleibt also die zweite Möglichkeit; dafür wurde ermittelt, ob die Spongiosa ihrerseits aktiv zur Deformation des Mantels beiträgt oder ob sie allein passiv das Ausmaß der Verformung begrenzt.

Dazu wurde die relative radiale Steifigkeit des Mantels bei axialer Kompression bestimmt. Außerdem wurde am isolierten Mantel die Deformation bei axialer Kompression verglichen mit der Deformation bei radialem Zug nach innen. Es ergab sich, daß ein axialer Druck von z.B. 100 N die gleiche Auslenkung hervorruft wie ein radialer Zug von 2 N. Mit diesen Werten kann man folgende Vergleichsrechnung ausführen. 1 000 N axialer Druck auf den intakten Wirbelkörper führen zu einer radialen Deformation von 4,5 μm . Diese 1 000 N entsprechen einer Kompressionskraft von 20 N auf den Mantel nach innen gegen die Kompressionssteifigkeit der Spongiosa S_{xx} . Setzt man in die Formel $d = F \cdot L / A \cdot S_{xx}$ als Länge den halben Durchmesser des Wirbelkörpers und als Fläche den Bereich, über den die Deformation bei radialem Zug und bei axialer Kompression im Interferogramm sichtbar verteilt war, ein, so ergibt sich eine Deformation von 4,7 μm .

Diese Übereinstimmung der Ergebnisse läßt trotz der bleibenden Unsicherheit den Schluß zu, daß die radiale Deformation des Mantels zum ganz überwiegenden Teil oder gar allein auf einer Einwärtsbiegung des Mantels gegen die Steifigkeit der Spongiosa beruht und daß die Rolle der Spongiosa dabei rein passiv ist. Dieses Deformationsverhalten wird sich freilich ändern bei frischen Wirbelkörpern, die schnell komprimiert werden (ab etwa 90 mm/sec). In diesem Fall folgt das Innere des Wirbelkörpers den Gesetzen der Viskoelastizität. Es ist dabei sogar möglich, daß eine Deforma-

tion nach außen gefunden wird, wenn nur die Deformationsgeschwindigkeit hoch genug ist; nach KAZARIAN et al. (1977) vergrößert sich dabei die axiale Steifigkeit.

Die Erklärung der jeweils beobachteten Deformationsmuster führt auf die Rolle der Deckplatten. Das Maximum der Deformation findet sich unabhängig von der jeweiligen individuellen Ausprägung des Musters immer im Zentrum der Kortikalis. Der Abfall zum oberen und unteren Rand ist verschieden steil, erfolgt aber immer bis auf Null. Der Rand oben und unten wird also nicht deformiert. Daraus ergibt sich zwanglos die Funktion der Deckplatten. Einmal leiten sie die Kraft möglichst homogen auf die Spongiosabälkchen ein, die sie ihrerseits oben und unten befestigen und so entsprechend den Eulerschen Formeln deren Belastbarkeit erhöhen. Darüberhinaus fixieren sie die Kortikalis an ihrem oberen und unteren Rand, führen so zu definierten Deformationsmustern und zu einer Verbesserung der absoluten Stabilität. Insgesamt erhöhen also die Deckplatten über die Definition der Randbedingungen die Festigkeit des gesamten Wirbelkörpers genauso wie die Mantelfläche.

6 ANHANG

6.1 ANATOMISCHER BAU EINES WIRBELKÖRPERS

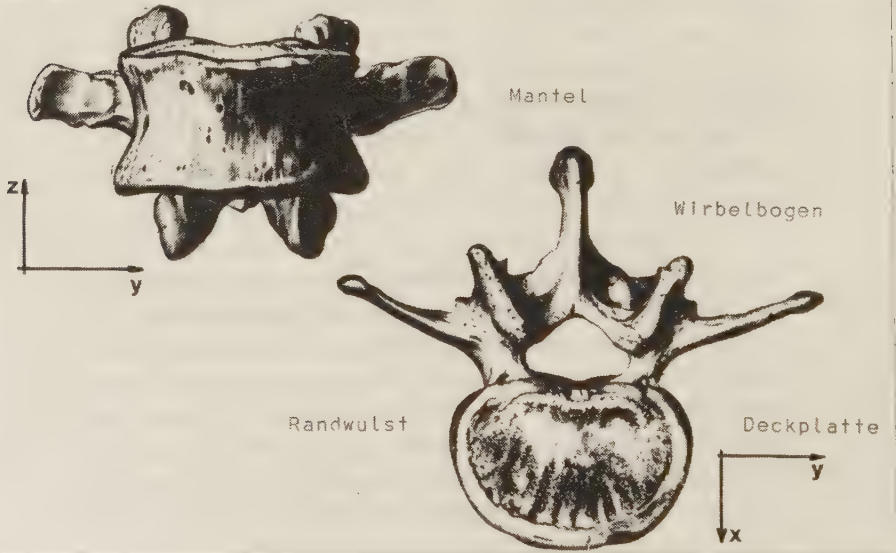


Abb.30 Vorderansicht und Aufsicht eines Lendenwirbels

Im linken Bild ist ein Wirbel von vorne gesehen dargestellt, im rechten von oben gesehen. Die bezeichneten Strukturen sind im Text näher beschrieben.

Die Abbildung 30 zeigt einen Lendenwirbel in Aufsicht und Vorderansicht zusammen mit Begriffen und Bezeichnungen, die in dieser Arbeit verwendet werden; gleichzeitig ist die Lage des Koordinatensystems im Wirbelkörper angegeben.

Grob unterscheidet man am Wirbel den Wirbelbogen mit verschiedenen Fortsätzen und den Wirbelkörper. Der Wirbelkörper zeigt von außen ein einfaches Bild: er wird oben und unten begrenzt von je einer Deckplatte, im seitlichen Umfang vom Mantel (Kortikalıs). In der Ansicht von oben erkennt man den Randwulst als obere Begrenzung der Mantelfläche und Verbindung mit der Deckplatte; der Aufbau unten ist entsprechend.

Hervorzuheben ist, daß die Kortikalis in der Mitte konkav nach innen gebogen ist, woraus sich unterschiedliche Querschnitte für die Mitte und den Bereich der Deckplatten ergeben. Diese Strukturen sind aus kompaktem Knochen aufgebaut und bilden die äußere Hülle des Wirbelkörpers.

Im Innern besteht er vollständig aus Spongiosa (Abb.31).



Abb.31 Sagittalschnitt durch einen Wirbelkörper

Die Unregelmäßigkeiten in der Spongiosastruktur in der Mitte des oberen Bildes befinden sich im Bereich der Ein- und Austrittsöffnungen der Versorgungsgefäße; sie nehmen zum Rand hin ab.

Das untere Bild zeigt eine Ausschnittsvergrößerung der typischen Spongiosaarchitektur. Die stärkeren vertikalen Trabekel sind deutlich zu erkennen. Die Höhe des Bildes beträgt in Wirklichkeit ca. 7 mm. Das obere Bild ist SOBOTTA und BECHER (1972) entnommen, das untere verdanke ich

6.2 ORTSFREQUENZANALYSE DER WIRBELKÖRPERSPONGIOSA

Zur Orientierung über morphologische Symmetrien der Trabekelarchitektur wurde die Spongiosa in drei zueinander senkrechten Ebenen geschnitten und fotografiert. Die Negative wurden einer optischen Fouriertransformation unterworfen. Dabei wird das Negativ mit parallelem, kohärentem Licht beleuchtet; in der Brennebene der Transformationslinse ($f = 1,5 \text{ m}$) entsteht die Fouriertransformierte, die dem Ortsfrequenzspektrum der Spongiosa entspricht (z.B. nach RÖHLER (1967)).

In Abbildung 32 sind die Objekte in den verschiedenen Orientierungen zusammen mit den jeweiligen Spektren dargestellt.

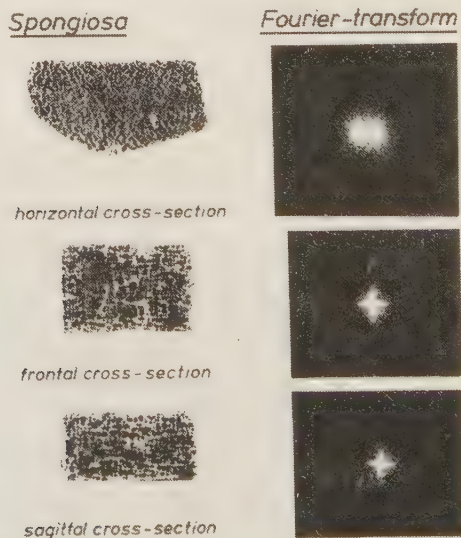


Abb. 32 Ortsfrequenzanalyse der Wirbelkörperspongiosa

Auf der linken Seite sind die Querschnitte abgebildet, auf der rechten die jeweiligen Ortsfrequenzspektren. Der horizontale Schnitt zeigt eine isotrope Verteilung der vertikalen Trabekel, bei beiden anderen Schnitten zeigt die Fouriertransformierte deutlich zwei aufeinander senkrecht stehende Ortsfrequenzstrukturen, die den vertikalen und horizontalen Trabekeln entsprechen.

Im horizontalen Schnitt sind keine bevorzugten Orientierungen zu erkennen, die Fouriertransformierte ist isotrop. Die vertikalen Trabekel sind also nicht regelmäßig angeordnet und die im Schnitt sichtbaren radialen haben keine Vorzugsrichtung.

In beiden anderen Schnittrichtungen sind zwei Orientierungen, die aufeinander senkrecht stehen deutlich überrepräsentiert, jedoch ohne eine bestimmte Ortsfrequenz. Dahinter verbergen sich die vertikalen Säulen und deren seitliche Verstreungen, die senkrecht davon abgehen; bestimmte Abstände sind nicht bevorzugt.

Radial scheint also keine Richtung bevorzugt zu sein, wohl aber beim Übergang von vertikal zu horizontal; dort sind die beiden Endlagen ausgezeichnet durch die Trabekel, die genau in diesen Richtungen verlaufen.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit berichtet über eine Analyse der elastomechanischen Eigenschaften eines menschlichen Wirbelkörpers. Untersucht wurde der Wirbelkörper als Ganzes, sein Mantelteil aus kompaktem Knochen und die fachwerkartige Spongiosa im Innern als wesentliche funktionelle Bestandteile.

Hervorzuheben ist, daß erstmals alle Messungen an ein und demselben Wirbelkörper durchgeführt worden sind. Eine wesentliche Rolle spielte dabei die angewandte Meßmethode, die holografische Interferometrie mit ihren besonderen Eigenschaften (das Deformationsfeld wird mit hoher Empfindlichkeit berührungsfrei vermessen und bildlich mit dem Objekt zusammen wiedergegeben). Sie machte es erst möglich, die notwendig kleinen Spongiosaproben unter Kontrolle aller Objektbewegungen genügend genau zu vermessen.

Die Eigenschaften der Spongiosa werden beschrieben im Sinne des Hookeschen Gesetzes, also unter der Annahme, die Spongiosa sei homogen und verforme sich linear. Beide Annahmen werden diskutiert und erweisen sich im Laufe der Arbeit als sinnvoll. Es zeigt sich, daß zur Erklärung der Ergebnisse immer wieder auf den tatsächlichen diskreten Aufbau der Spongiosa zurückgegangen werden muß.

Die Spongiosa erweist sich gegenüber Kompression als deutlich anisotrop, was aus dem anatomischen Aufbau begründet werden kann. In axialer Richtung ist die Kompressionssteifigkeit mehr als dreimal so groß wie in beiden Richtungen senkrecht dazu - 613 N/mm^2 gegenüber 175 bzw. 182 N/mm^2 . Bei Scherung ist das anisotrope Verhalten nicht so deutlich ausgeprägt; dies wird aus dem diskreten Aufbau erklärt.

In axialer Orientierung wurden außerdem zwei Spongiosaquader tordiert. Die dabei gefundene Steifigkeit (95 und 98 N/mm^2 für Quader 1 bzw. 2) stimmt entsprechend der Theorie elastischer Körper mit den entsprechenden Schersteifigkeiten (78 und 74 N/mm^2 für Quader 1, und 79 und 81 N/mm^2

für Quader 2)innerhalb der Meßgenauigkeit überein.

Die elastischen Eigenschaften der Spongiosa werden dann in Zusammenhang gebracht mit Untersuchungen über das Bruchverhalten aus der Literatur. Eine Richtungsabhängigkeit der Bruchlast kann mit eigenen Untersuchungen gedeutet und durch einen funktionellen Zusammenhang angepaßt werden.

Das elastische Verhalten des intakten Wirbelkörpers kann aus dem Verhalten seiner funktionellen Teile - Spongiosa, Mantel und Deckplatten - quantitativ erklärt und zusammengesetzt werden. Die Schlußfolgerung daraus ist, daß die Spongiosa im Innern maßgeblich die Tragfähigkeit bestimmt, aber unterstützt wird durch die beiden anderen Elemente, die die Randbedingungen für die Spongiosa definieren und so die Tragfähigkeit des gesamten Wirbelkörpers erhöhen.

8 LITERATURVERZEICHNIS

ALEKSANDROV, E.B. und BONCH-BRUEVICH, A.M.

Investigation of surface strains by the hologram technique
Sov. Phys. 12, 258 (1967)

ARCHBOLD, E. and ENNOS, A.E.

Displacement measurements from double-exposure laser photographs
Opt. Acta 19, 253 (1972)

BELL, G.H., DUNBAR, O., BECK, J.S. and GIBB, A.

Variations in strength of vertebrae with age and their
relation to osteoporosis
Calc. Tiss. Res. 1, 75 (1967)

CARTER, D.R. and HAYES, W.C.

The compressive behaviour of trabecular bone
1st annual meeting of the American Society of Biomechanics,
Univ. of Iowa, Iowa City, Iowa (USA), 17. - 19.10.1977

COLLIER, R.J., BURCKHARDT, C.B. and LIN, L.H.

Optical Holography
Academic Press, New York and London (1977)

CULMAN, C.

Die graphische Statik, Bd.1
Zürich 1875

DÄNDLIKER, R., INEICHEN, B. and MASTNER, J.

Quantitative strain measurement through holographic
interferometry
Forschungsbericht Nr. KLR 77-50 C des Brown-Boveri-
Forschungszentrums CH-5401 Baden, Schweiz 1977

DERLATH, M.

Untersuchungen über die Spongiosaarchitektur des
Wirbelkörpers
Theor. Med. 12, 309 (1958)

EK, L. and BIEDERMANN, K.

Analysis of a system for hologram interferometry with a
continuously scanning reconstruction beam
Appl. Opt. 16, 2535 (1977)

EVANS, F.G.

Stress and strain in bones
C.C.Thomas, Springfield, Ill. (USA), 1957

EVANS, F.G.

Mechanical properties of bone
C.C.Thomas, Springfield, Ill. (USA), 1973

FRANCON, M.

Optical interferometry
Academic Press, New York and London, 1966

FROST, H.M.

Bone modeling and skeletal modeling errors
in: C.C.Thomas (ed.): Orthopedic lectures, Vol.IV, 1973

GALANTE, J., ROSTOKKER, W. and RAY, R.D.

Physical properties of trabecular bone
Calc. Tiss. Res. 5, 236 (1970)

GARRELT, A.

Zur Variabilität von Gestalt und Struktur des menschlichen
Wirbelkörpers in Abhängigkeit von Geschlecht, Alter
und Körperbau nach Messungen und histologischen Untersuchungen
Inaugural-Dissertation, München, 1954

GÖCKE, C.

Beiträge zur Druckfestigkeit des spongiösen Knochens
Bruns. Beitr. Klin. Chir. 143, 539 (1928)

HAINES, K.A. and HILDEBRAND, B.P.

Surface-deformation measurement using the wavefront
reconstruction technique
Appl. Opt. 5, 595 (1966)

HAKIM, N.S. and KING, A.I.

Study of the strain distribution over the cortical surface of lumbar vertebrae
23rd International Instrumentation Symposium, Las Vegas Nev. (USA), 1.-5.5.1977

HAKIM, N.S. and KING, A.I.

A computer-aided technique for the generation of a 3-D finite element model of a vertebra
Comput. Biol. Med. 8, 187 (1978)

HAKIM, N.S. and KING, A.I.

A 3-D finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification
J. Biomech. 12, 277 (1979)

HANSER, U.

Spannungsoptische Untersuchungen bei der Osteosynthese und Endoprothetik
Z. Orthop. 110, 871 (1972)

HUNG, Y.Y. and TAYLOR, C.E.

Measurement of surface-displacement normal to line of sight by holo-moire interferometry
J. Appl. Mech. (Trans. ASME Ser.E) 42, 1 (1975)

KAZARIAN, L. and GRAVES, G.A.

Compressive strength characteristics of the human vertebral centrum
Spine 1, 1 (1977)

KOHLER, H.

Interferenzliniendynamik bei der quantitativen Auswertung holographischer Interferogramme
Optik 47, 9 (1977a)

KOHLER, H.

Ein neues Verfahren zur quantitativen Auswertung holographischer Interferogramme
Optik 47, 135 (1977b)

KREUZINGER,

pers. Mitteilung (1978)

KUMMER, B.

Photoelastic studies on the functional structure of bone
Folia Biotheoretica VI de Anatomica Functionale, Leiden
(Niederlande) 1966

LEKHNITSKII, S.G.

Theory of elasticity of an anisotropic body
Holden Day, San Francisco (USA), 1963

LINDAHL, O.

Mechanical properties of dried defatted spongy bone
Acta Orthop. Scand. 47, 11 (1976)

LIU, H.K. and KURTZ, R.L.

A practical method for holographic interference fringe
assessment
Opt. Engin. 16, 176 (1977)

MCELHANEY, J.H., ALEM, N.M. and ROBERTS, V.L

A porous block model for cancellous bone
Am. Soc. of Mech. Engineers, Publ. 70-WA/BHF-2, New York, 1970

PAUWELS, F.

Gesammelte Abhandlungen der funktionellen Anatomie des
Bewegungsapparates
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1965

PIWERNETZ, K.

Untersuchungen über das Deformationsverhalten mensch-
licher Wirbelkörper bei statischer Belastung
In: HOKE, M. and VON BALLY, G. (eds.): Proc. Symp. 1976
Spec. Res. Area 88 and Conf. on Electrocochleography
and Holography in Medicine, D-4400 Münster, 1976

PIWERNETZ, K.

A-posteriori compensation for rigid body motion
holographic interferometry by means of a moire technique
Opt. Acta 24, 201 (1977)

PIWERNETZ, K. and RÖHLER, R.

Elastomechanical properties of trabecular bone from the human vertebral body

In: VON BALLY (ed.): Holography in Medicine and Biology
Springer Series in Optical Sciences, Springer-Verlag,
Berlin, Heidelberg, New York, 1979

PLAUE, R. und RÖSLER, H.

Das Frakturverhalten von Brust- und Lendenwirbelkörpern
3. Mitteilung: Untersuchungen über die mechanische Anisotropie der Wirbelspongiosa
Z. Orthop. 110, 582 (1972)

PLAUE, R.

Das Frakturverhalten von Brust- und Lendenwirbelkörpern
6. Mitteilung: Diskussion eines theoretischen Frakturmodells
Z. Orthop. 112, 1071 (1974)

PUGH, J.W., ROSE, R.M. and RADIN, E.L.

Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone:
dependence on structure
J. Biomech. 6, 475 (1973)

RAUBER, A.A.

Elastizität und Festigkeit der Knochen
Wilh. Engelmann, Leipzig, 1876

ROCKOFF, S.D., SWEET, E. and BLEUSTEIN, J.

The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae
Calc. Tiss. Res. 3, 163 (1969)

RÖHLER, R.

Informationstheorie in der Optik
Wiss. Verlagsges. Stuttgart, 1967

SCHLÜTER, K.

Form und Struktur des normalen und des pathologisch veränderten Wirbels
Hippokrates, Stuttgart, 1965

SCIAMARELLA, C.A. and GILBERT, J.A.

A holographic moiré technique to obtain separate patterns for components of displacement

Exp. Mech. 16, 215 (1976)

SOBOTTA, J. und BECHER, H.

Atlas der Anatomie des Menschen, Bd.1

Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, Wien, 1972

SONODA, T.

Studies on the strength for compression, tension and torsion of the human vertebral column (Jap. Text mit engl. Zusammenfassung)

J. Kyoto pref. Med. Univ. 71 659 (1962)

SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.R. and DAY, W.H.

The fatigue properties of human cortical bone

Med. Biol. Eng. 9, 23 (1971)

TIMOSHENKO, S.P. and GOODIER, J.N.

Theory of elasticity

McGraw-Hill, Kogakusha, 1970

TOWNSEND, T., RAUX, P., MIEGEL, R.E. and RADIN, E.L.

The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella

J. Biomech. 8, 363 (1975)

TSURUTA, T., SHIOTAKE, N. and ITOH, Y.

Formation and localisation of holographically produced interference fringes

Opt. Acta 16, 723 (1969)

WALDEYER, A.

Anatomie des Menschen, 1. Teil

W.deGruyter, Berlin, New York, 1974

WALLES, S.

On the concept of homologous rays in holographic interferometry of diffusely reflecting surfaces

Opt. Acta 17, 899 (1970)

WANG, C.T.

Applied Elasticity

McGraw-Hill, New York, London, Toronto, 1953

WESENDAHL, T., VON BALLY, G. und POLSTER, J.

Untersuchungen des Deformationsverhaltens menschlicher
Wirbelkörper mit einem Pulslaser

In: vgl. PIWERNETZ (1976)

WESENDAHL, T. und VON BALLY, G.

Holographische Verformungsanalyse an isolierten Wirbel-
säulenpräparaten

In: Holographische Interferometrie in Technik und Medizin,
Frühjahrsschule 1978 der Dt. Phys. Ges und der Dt. Ges.
für angew. Optik, Hannover, 1978

WOLFF, J.

Über die Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für
die Frage des Knochenwachstums

Virchows Arch. 50, 389 (1870)

YAMADA, H.

In: EVANS, F.G. (ed.): Strength of biological Materials
Williams and Wilkins, Baltimore, 1970

YOKOO, S.

Compression test of the cancellous bone (Jap Text mit
engl. Zusammenfassung)

J. Kyoto Pref. Med. Univ. 51, 291 (1952)

VORTRÄGE UND VERÖFFENTLICHUNGEN

Teile dieser Arbeit sind bereits vorgetragen oder veröffentlicht worden, und zwar:

VORTRÄGE

- Piwnetz, K.: Untersuchungen über das Deformationsverhalten menschlicher Wirbelkörper bei statischer Belastung mittels holografischen Interferometrie
Symp. 1976 Spec. Res. Area and Conf. on Electrocochleography and Holography in Medicine, 29.3.-2.4.1976, Münster.
- Piwnetz, K., Röhler, R. and Wesendahl, T.: Analysis of Static Deformations of the Human Vertebral Body by means of Holographic Interferometry
Int. Conf. on Optical Computing in Res. and Development, 4.-9.10.1977, Visegrad (Hungary)
- Piwnetz, K. und Röhler, R.: Untersuchung der elastischen Anisotropie menschlicher Wirbelkörper mittels holografisch interferometrischer Deformationsanalyse
Frühjahrsschule 1978 "Holografische Interferometrie in Technik und Medizin" der Dt. Phys. Ges. und der Dt. Ges. für angew. Optik, 4.-7.4.1978, Hannover
- Piwnetz, K. and Röhler, R.: Elastomechanical Properties of Trabecular Bone from the Human Vertebral Body
Int. Workshop "Holography in Medicine and Biology", 14.-15.3.1979, Münster
- Piwnetz, K. and Röhler, R.: Analysis of Deformations of Trabecular Bone under Mechanical Load Measured by means of Holographic Interferometry
Optics, Photonics & Iconics Engineering Meeting, 26.-30.11.1979, Strasbourg (France)

VERÖFFENTLICHUNGEN

- Piwnetz, K.: Untersuchungen über das Deformationsverhalten menschlicher Wirbelkörper bei statischer Belastung mittels holografischer Interferometrie

- Proc. Symp. Spec. Res. Area 88 and Conf. on Electrocochleography and Holography in Medicine, Münster, Vol.I (1976)
- Piwernetz,K.: A posteriori compensation for rigid body motion in holographic interferometry by means of a Moiré-technique
Opt. Acta 24, 201-210 (1977)
- Piwernetz,K., Röhler,R. and Wesendahl,T.: Analysis of Static Deformations of the Human Vertebral Body by means of Holographic Interferometry
Proc. Int. Conf. on Optical Computing in Res. and Development, 4.-9.10.1977, Visegrad (Hungary)
- Wesendahl,T., Piwernetz,K., von Bally,G. und Polster,J.:
Untersuchung des Verformungsverhaltens menschlicher Wirbelkörper mittels holografischer Interferometrie,
Laser and Electro-Opt. 4, 37-39 (1977)
- Piwernetz,K. and Röhler,R.: Elastomechanical Properties of Trabecular Bone from the Human Vertebral Body
in: Von Bally (Ed.): Holography in Medicine and Biology, Springer Series in Optical Sciences, Vol.18, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, New York (1979)

Es ist mir ein Anliegen, Herrn Prof. Dr. R.Röhler dafür zu danken, daß er mir die Bearbeitung dieser interessanten Themenstellung übertrug. Er betreute diese Arbeit mit kritischem aber stets förderndem Interesse und trug durch zahlreiche Anregungen zu ihrem Entstehen wesentlich bei.

Herrn Dipl.Phys. G. von Bally, HNO-Klinik der Universität Münster, danke ich als Leiter des Teilbereiches B 3 im Sonderforschungsbereich 88 für seine großzügige ideelle und materielle Förderung dieser Arbeit,

Herrn Prof. Dr. P.Wellmann für die Übernahme des Koreferates.

Frl. Elisabeth Schäffer besorgte die fotografischen Arbeiten mit Sorgfalt und nicht nachlassendem Bemühen; ihr danke ich ebenso wie Herrn Mechanikermeister D.Wolf, der den mechanischen Aufbau mit Phantasie und Präzision erstellte.

Herrn Prof. Dr. H.Kreuzinger, Institut für Baumechanik an der TU München, danke ich für Hinweise bei Planung und Auswertung,

den Mitarbeitern der Abt. für Datenverarbeitung des Institutes für Medizinische Optik für ihre stete Bereitschaft zu Kritik und Diskussion, insbesondere den Herren Diplom-Physikern C.Sieger, W.Schill und J.Pensel.

Diese Arbeit wurde gefördert im Rahmen des Teilbereiches B 3 des Sonderforschungsbereiches 88 " Teratologische Forschung und Rehabilitation Mehrfachbehinderter " an der Westf. Wilhelms-Universität Münster.

LEBENS LAUF

- 21.12.1949 geboren in Goldkronach, Kreis Bayreuth, als Sohn des Kaufmanns Ernst Piwernetz und dessen Gattin Ilse, geb. Hübner.
- 1955 Eintritt in die Grundschule in Weidenberg/Ofr.
- 1959 Wechsel zur Oberrealschule in Bayreuth
- 1962 Umzug nach Groß Umstadt, Kreis Dieburg, und Besuch des dortigen Gymnasiums
- 25.06.1968 Abitur im math.-naturw. Zweig des Max-Planck-Gymnasiums in Groß Umstadt
- 1968 Physikstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität in München
- 25.03.1971 Vordiplom in Physik
- 1973 Beginn des Medizinstudiums im Sommersemester
- 26.07.1974 Physik-Diplom der Universität München
Thema der Arbeit: "Untersuchungen zur örtlichen und zeitlichen Summation des visuellen Systems beim Farbensehen", Betreuung: Prof. Dr. R.Röhler
- 1975 Beginn der vorliegenden Arbeit im Rahmen meiner Tätigkeit als wiss. Angestellter am Institut für Medizinische Optik
- 15.04.1975 Physikum
- 31.08.1976 1. Ärztliche Prüfung
- 06.09.1979 2. Ärztliche Prüfung

